

Aus dem medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg in  
Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,  
Standort Marburg  
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann)  
- Abteilung für Zahnerhaltung -  
(Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger)

---

**Zu Arbeitseigenschaften und Bruchanfälligkeit eines  
experimentellen Instrumentensystems für die  
Wurzelkanalaufbereitung**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Humanmedizin  
der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt

von  
**Matthias Acker**  
aus Dillenburg

Marburg 2010

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:  
17.05.2010.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof.Dr. R. Stoll

1. Korreferent: Prof. Dr. M. Gente

# Inhalt

<b>1</b>	<b>Einleitung und Problemstellung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literatur.....</b>	<b>3</b>
2.1	Wurzelkanalbehandlung.....	3
2.1.1	Übersicht der Behandlungsschritte .....	3
2.1.2	Indikation.....	4
2.1.3	Exemplarische Darstellung einer Wurzelkanalbehandlung.....	5
2.1.4	Ziele und Problematik bei der Wurzelkanalaufbereitung.....	7
2.1.4.1	Wurzelkanalanatomie versus Präparationsform.....	7
2.1.4.2	Instrumentenbruch .....	8
2.1.4.3	Wurzelperforation .....	8
2.1.4.4	Morphologische Veränderungen der Wurzelkanalwand.....	9
2.1.5	Überinstrumentierung.....	10
2.2	Manuelle Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung .....	11
2.2.1.	Konventionelle Aufbereitungstechnik.....	11
2.2.2.	Step-back-Technik .....	13
2.2.4.	Step-down-Technik.....	13
2.2.5.	Crown-down-Technik.....	13
2.2.6.	Andere manuelle Techniken .....	14
2.3	Maschinelle Wurzelkanalaufbereitungsmethoden .....	15
2.3.1	Antriebssysteme für die Wurzelkanalinstrumente .....	15
2.3.2	Instrumente für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung .....	15
2.3.3	Design Merkmale von vollrotierenden Nickel Titan Feilen .....	17
2.3.3.1	Arbeitsteil der rotierenden Nickel Titan Feilen.....	18
2.3.3.2	Konizität des Arbeitsteils der rotierenden Nickel Titan Feilen .....	19
2.3.3.3	Spitzengestaltung der rotierenden Nickel- Titan Feilen.....	20
2.3.3.4	Schneidekantenwinkel rotierender Nickel Titan Feilen.....	21
2.3.3.5	Wendelung rotierender Nickel- Titan Feilen .....	22
2.3.3.6	Querschnitt von Nickel- Titan Feilen für die rotierende Anwendung .....	23
2.3.3.7	Spanraum von Nickel-Titan Feilen für die rotierende Anwendung .....	26

2.3.3.8	Instrumentenkern von Nickel Titan Instrumenten.....	27
2.3.3.9	Schneidekantenwinkel von rotierenden Nickel- Titan Feilen.....	27
2.3.3.10	Feilensequenzen rotierender Nickel Titan Feilen .....	29
2.3.4	Schallaktivierte maschinelle Aufbereitung.....	30
2.4	Methodik bisheriger Untersuchungen zu neuen, permanent rotierenden NiTi-Feilensystemen .....	32
2.4.1	Kunststoff-Prüfkörper in bisherigen in-vitro Untersuchungen.....	33
2.5	Bisherige Ergebnisse zur Fragestellung.....	35
<b>3</b>	<b>Fragestellung.....</b>	<b>37</b>
3.1	Prototypen.....	37
3.1.2	Prototyp Feile A.....	38
3.1.3	Prototyp Feile B.....	40
3.1.4	Prototyp Feile C1 .....	42
3.1.5	Prototyp Feile C2 .....	44
3.1.6	Prototyp Feile C3 .....	46
<b>4</b>	<b>Zielsetzung .....</b>	<b>48</b>
<b>5</b>	<b>Materialien und Methoden .....</b>	<b>49</b>
5.1	Übersicht und Einteilung der Versuchsgruppen .....	49
5.2	Übersicht und Einteilung der Versuchsgruppen .....	50
5.2.1	Auswahl der Probanden.....	51
5.2.2	Instruktion zum Aufbereitungsablauf.....	51
5.2.2.1	Aufbereitung in Crown down Technik.....	51
5.2.2.2	Chemische Aufbereitungshilfen .....	52
5.2.3	Kunststoffprüfkörper.....	52
5.2.4	Antrieb.....	52
5.3	Feilensysteme.....	53
5.3.1	Prototypen.....	53

5.3.2	Flexmaster®-Instrumente.....	53
5.3.2.1	Feile #1 (06.30) .....	53
5.3.2.2	Feile #2 (04.30) .....	53
5.3.2.3	Feile #3 (02.30) .....	53
5.4	Morphologische Veränderung an der Kanalform.....	54
5.5	Statistische Auswertung.....	56
<b>6</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>57</b>
6.1	Instrumentenfrakturen .....	57
6.1.1	Prototyp Feile C1 (3.1.3) .....	57
6.1.2	Prototyp Feile C2- Erhöhung der Wendelungszahl (3.1.4) .....	58
6.1.3	Prototyp C3- Vierkant Querschnitt (3.1.5.) .....	58
6.1.4	Flexmaster®-Feile #3 (02.30) .....	59
6.2	Vergleich der Überlebenskurven .....	59
6.2.1	Vergleich von 6.1.1, 6.1.2 und 6.1.3 .....	59
6.3	Morphologische Veränderungen an der Kanalform.....	61
6.3.1	Morphologische Veränderungen abhängig von der Versuchsgruppe .....	61
6.3.2	Ledge- Bildung abhängig vom Probanden .....	62
<b>7</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>63</b>
7.1	Material und Methode .....	63
7.1.1	Studiendesign .....	63
7.1.2	Probandenauswahl .....	64
7.1.3	Kunststoffprüfkörper.....	64
7.1.4	Aufbereitung mit den Prototyp Feilen.....	65
7.1.5	Aufbereitung mit dem Flexmaster®-System .....	66
7.2	Abschließende Bewertung der Ergebnisse .....	67
7.2.1	Vergleich Prototyp C2 (Wendelung) mit C3 (Vierkant).....	67
7.2.2	Vergleich Prototyp C1 mit Vierkant-Querschnitt bei Prototyp C3.....	70

7.2.3	Vergleich Prototypen mit dem eingeführten System Flexmaster® .....	71
7.2.4	Morphologische Veränderungen an der Kanalform .....	73
<b>8</b>	<b>Klinische Schlussfolgerung .....</b>	<b>75</b>
<b>9</b>	<b>Zusammenfassungen .....</b>	<b>76</b>
9.1	Zusammenfassung (vierseitig) .....	76
9.2	Zusammenfassung (einseitig) .....	80
9.3	Zusammenfassung (einseitig, englisch) .....	81
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>82</b>
<b>11</b>	<b>Materialverzeichnis.....</b>	<b>98</b>
<b>12</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>99</b>
<b>13</b>	<b>Verzeichnis meiner akademischen Lehrer .....</b>	<b>100</b>

# 1 Einleitung und Problemstellung

Gelangen Bakterien in die Pulpa eines Zahnes kommt es zur Entzündung des pulpalen Gewebes. Dieses setzt sich aus Blutgefäßen, Nervengewebe, Immunzellen und pulpaspezifischen Zellen zusammen. Die Therapie dieser Infektion erfolgt in mehreren Schritten. Zunächst wird das infizierte Gewebe entfernt, anschließend werden die Wurzelkanäle, die sich im Inneren der Zahnwurzel befinden, mit dem Ziel bearbeitet, möglichst viele Keime und nekrotisches Gewebe aus dem Wurzelkanalsystem zu entfernen. Danach wird der entstehende Hohlraum mit einer Wurzelfüllung verschlossen. Abschließend kann eine definitive Versorgung des Zahnes durch eine Krone oder Füllung erfolgen.

Für die Aufbereitung der Wurzelkanäle muss die Innenwand teilweise abgetragen werden, da die Bakterien in die, von feinen Kanälen durchzogene, Oberfläche des Wurzeldentins wandern können. Man verwendet dazu Instrumente, die entweder für die manuelle oder für die maschinelle Aufbereitung hergestellt werden.

Ein wesentlicher Aspekt der Wurzelkanalgeometrie, der die Aufbereitung erschwert, ist die Krümmung der Kanäle. Klassische Instrumente werden aus Stahllegierungen gefertigt die wegen ihrer Härte zwar eine größere Schneidleistung haben, aber wegen ihrer geringeren Flexibilität auch zu Begradigungen des Wurzelkanals mit der Gefahr der Wurzelperforation neigen. Um der Wurzelkanalkrümmung besser folgen zu können, wurden Instrumente aus sehr flexiblen Nickel-Titan Legierungen entwickelt.

Maschinelle rotierende Instrumente sind jedoch hochgradig bruchgefährdet. Neben der Legierung aus der die Feilen hergestellt werden, bestimmt der maschinelle Antrieb, die Feilensequenz und das Feilendesign die Bruchrate. Als Antrieb hat sich in den letzten Jahren daher der drehmomentkontrollierte Motor durchgesetzt, welcher ab einem bestimmten maximalen Drehmoment die Belastung des Instrumentes begrenzt.

Die Feilensequenz unterscheidet sich je nach Hersteller. Gemeint ist damit nicht nur die Abfolge der Instrumente, sondern auch die Anzahl an Feilen, die benötigt werden, um einen Wurzelkanal aufzubereiten. Die Feilensequenz

wiederum beeinflusst das Feilendesign und umgekehrt. Ein Feilensystem, das eine große Anzahl von Feilen zur Aufbereitung benötigt, kann mit einer „stumpferen“ Schneidengeometrie und einer größeren Kernmasse versehen werden, da die Instrumente jeweils nur einen kleinen Kanalabschnitt bearbeiten. Dies reduziert die Bruchanfälligkeit. Allerdings um den Preis, dass der wesentliche Vorteil der maschinellen Aufbereitung, nämlich die Zeitersparnis, durch die große Instrumentenzahl zunichte gemacht wird. Außerdem sind Nickel Titan Feilen für die maschinelle Aufbereitung wesentlich teurer als Stahlinstrumente für die Handaufbereitung. Ein reduzierter Instrumentensatz ist also wirtschaftlicher.

In der vorliegenden Arbeit wird ein auf drei Instrumente reduzierter Instrumentensatz für die maschinelle Aufbereitung untersucht und mit einem bereits eingeführten Feilentyp verglichen. Betrachtet werden die Bruchneigung und die morphologischen Veränderungen an der Wand der artifiziellen Wurzelkanäle. Hierbei werden unterschiedliche Feilendesigns und deren Auswirkung auf ihre Eigenschaften direkt verglichen. Die verwendeten Prototypen unterscheiden sich in der Anzahl und Anordnung der Schneidenwindungen (Wendelungszahl) und im Querschnitt der Feilen (dreieckiger versus quadratischer Querschnitt).



## 2 Literatur

### 2.1 Wurzelkanalbehandlung

#### 2.1.1 Übersicht der Behandlungsschritte

Eine Übersicht über die notwendigen Behandlungsschritte kann anhand der Qualitätsrichtlinien für die Wurzelkanalbehandlung der European Society of Endodontology gegeben werden [[European Society of Endodontology 2006](#)].

Die Behandlung umfasst folgende Schritte:

- Diagnostik und initiales Röntgenbild
- Lokalanästhesie (soweit erforderlich)
- Entfernung von Karies und defekten Restaurationen, ggf. Vorbehandlung einer Parodontalerkrankung.
- Isolation des Zahnes (OP-Gebiet) vor den Keimen der Mundhöhle mittels eines Kofferdams.
- Trepanation der Wurzelkammer.
- Lokalisation der Kanaleingänge.
- Festlegung der Arbeitslänge.
- Wurzelkanalaufbereitung.
- Wurzelkanaldesinfektion.
- Ggf. medikamentöse Zwischeneinlagen.
- Wurzelkanalfüllung.
- Abschließende röntgenologische Qualitätskontrolle.
- Postendodontische Versorgung des Zahnes.

### 2.1.2 Indikation

Die endodontische Behandlung kann an allen Patienten ausgeführt werden, bei denen auch andere zahnärztliche Behandlungen möglich sind.

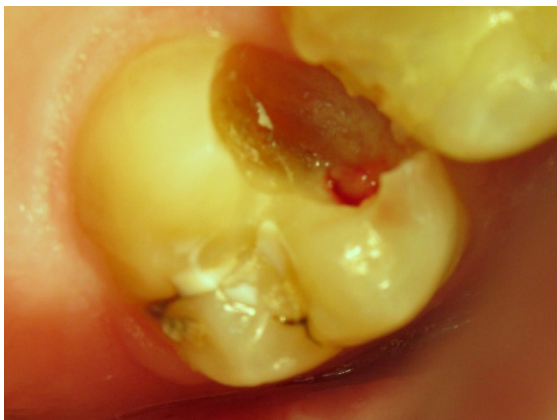
Spezifische Indikationen sind:

- 1) eine irreversibel geschädigte (Abb. 2.1) oder nekrotische Pulpa mit oder ohne klinische und/oder radiologische Veränderungen in der periradikulären Gegend. Zur Indikationssicherung ist ein Röntgenbild zu erstellen und eine Vitalitätsprobe durchzuführen. Ziel der Behandlung ist es hierbei die Migration von Keimen aus der Zahnpulpa in den Knochen zu verhindern.
- 2) eine elektive Devitalisation der Pulpa aus
  - a) prothetischen Gründen, um eine anderweitig nicht vorhandene Retention zu erreichen (dies ist notwendig wenn ein Zahn bis auf Zahnfleischniveau oder dicht daran zerstört ist). Zur Befestigung einer Zahnrestauration wird dann nach erfolgter Wurzelkanalbehandlung ein Stift zur Retentionsgewinnung in den Wurzelkanal eingebracht.
  - b) bei fraglichem Pulpazustand vor einer restaurativen Rekonstruktion und
  - c) bei wahrscheinlicher Pulpaeröffnung bei der Präparation eines (fehlpositionierten) Zahnes.
- 3) vor Wurzelamputation und Hemisektion [[Barbakow et al. 2005](#)].

### 2.1.3 Exemplarische Darstellung einer Wurzelkanalbehandlung

Der Patient klagt über intermittierend auftretende Schmerzattacken an Zahn 27 hauptsächlich ausgelöst durch warme Speisen und Getränke, teilweise auch Schmerzen während der Nacht. Analgetika wirken nur schlecht, kalte Flüssigkeiten lindern die Beschwerden.

Klinisch zeigt sich der Zahn perkussionsempfindlich, eine verstärkte Reaktion auf thermische Reize kann provoziert werden. Es zeigt sich eine Karies unterhalb einer älteren Zahnfüllung mesiookklusal. Die Karies wird in Lokalanästhesie entfernt, es wird festgestellt, dass der kariöse Prozess bereits die Pulpa erreicht hat (Abb. 2.1). Nach Legen eines Kofferdams erfolgt die Versorgung des Substanzdefektes mit einem adhäsiven Füllungsmaterial und die Trepanation der Pulpenhöhle, sowie die Lokalisation der Kanaleingänge (Abb. 2.2).

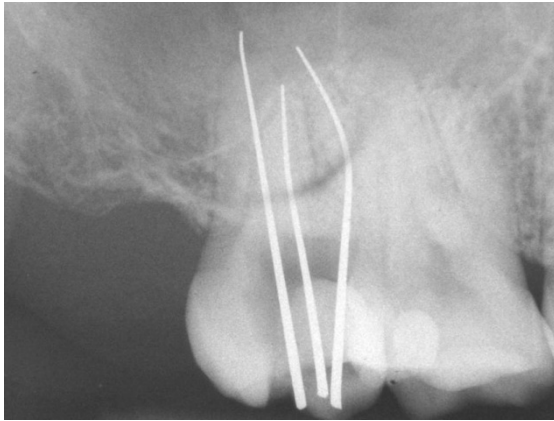


**Abb.2.1:** Eröffnung der infizierten Pulpa.

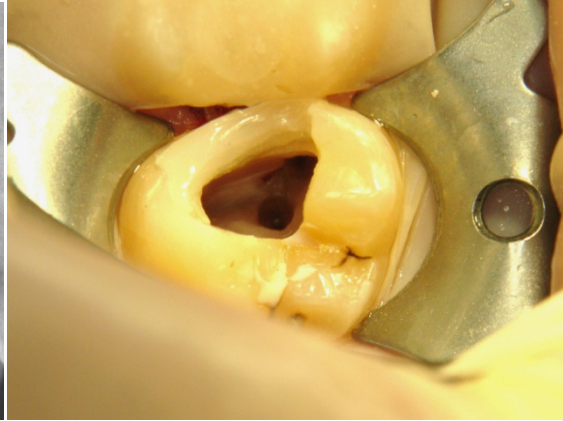


**Abb.2.2:** Dargestellte Kanaleingänge.

Die Länge der Kanäle wird elektrometrisch bestimmt, Referenzstifte werden eingebracht und röntgenologisch kontrolliert (Abb. 2.3). Es folgt die Aufbereitung auf größere Durchmesser und die Desinfektion der Wurzelkanäle mit flüssigen Desinfektionsmitteln (Abb. 2.4).



**Abb.2.3:** Meßaufnahme.



**Abb.2.4:** Aufbereitete Wurzelkanäle.

Anschließend werden die gereinigten und getrockneten Wurzelkanäle gefüllt (Abb. 2.5) und die Qualität der Wurzelkanalfüllung wird röntgenologisch nachkontrolliert (Abb. 2.6). Es erfolgt die Restauration der Trepanationsöffnung mit einem adhäsiven Füllungsmaterial.



**Abb.2.5:** Gefüllte Wurzelkanäle.



**Abb.2.6:** Röntgenkontrollaufnahme.

Fall: M.Acker.

## 2.1.4 Ziele und Problematik bei der Wurzelkanalaufbereitung

### 2.1.4.1 Wurzelkanalanatomie versus Präparationsform

Als Ergebnis der Wurzelkanalaufbereitung ist eine Präparationsform erwünscht, welche sich von apikal nach koronal gleichmäßig konisch verbreitert, außerdem die ursprüngliche Kanalkrümmung weitestgehend respektiert und den Kanal (zumindest im apikalen Drittel) nicht begradigt [Hülsmann 2000]. Die Wurzelkanäle sollten mit größerem Taper als 0.02 aufbereitet werden. Die Konizität (Taper, siehe hierzu auch Kapitel: 2.4.3.1.2.) konventioneller Wurzelkanalinstrumente beträgt  $0.02 = 2\%$ . Das bedeutet, dass bei einer Länge von 16 mm der Querschnitt pro Millimeter Länge um 0,02 mm ansteigt. Ein größerer Taper als 2% ermöglicht einen besseren Zugang bei der Aufbereitung [West & Roane 1998]. Durch eine konische Präparationsform ist zudem ein besserer Zugang für Spüllösungen gewährleistet [Petschelt 1989]. Ein Preflaring, also die konische Aufbereitung des oberen (geraden) Kanalanteils mit rotierendem Instrumentarium, wirkt sich positiv auf die Bruchneigung rotierender Instrumente aus [Roland et al. 2002]. Die koronale Erweiterung des Wurzelkanals („Preflaring“) führt dazu, dass die ISO Grösse der Feile, welche als erste auf volle Aufbereitungslänge, bis zur Spitze des Wurzelkanals vorgeschoben werden kann (Initialfeile), erhöht wird. Die koronale Erweiterung liefert somit eine bessere Information über die Größe des Apex. Erst nach der koronalen Erweiterung sollte eine Entscheidung über die notwendige finale Feile bei der apikalen Aufbereitung getroffen werden. Darüber hinaus wird durch die koronale Erweiterung auch die apikale Aufbereitung erleichtert, da nur noch das apikale Drittel instrumentiert werden muss [Contreras et al. 2001].

Neben der Wurzelanatomie in koronal-apikaler Richtung muss auch der Querschnitt der Wurzeln berücksichtigt werden. Vor allem die distalen Wurzeln unterer Molaren weisen keinen runden, sondern einen schlitzförmigen, ovalen oder nierenförmigen Wurzelkanalquerschnitt auf. Bei maschineller Aufbereitung mit rotierenden Feilen sollte bedacht werden, dass wegen der hohen Flexibilität der Feilen die bukkalen und lingualen Ausläufer nicht ausreichend aufbereitet werden können. Die nicht adäquat aufbereiteten Ausläufer müssen daher mit

konventionellen Feilen nachbearbeitet werden [[Gressmann & Hülsmann 2001](#), [Rödig et al. 2002](#)].

#### 2.1.4.2 Instrumentenbruch

Gerade in gekrümmten Wurzelkanälen kommt es immer wieder zum Bruch von Wurzelkanalinstrumenten, deren Fragmente sich zum Teil nicht, oder nur mit erheblichem Aufwand aus dem Kanal entfernen lassen. Die Bruchstücke machen ein reguläres Abfüllen des Wurzelkanals oft unmöglich und führen teilweise zum Misserfolg der endodontischen Behandlung [[Hülsmann & Schinkel 1999](#)].

Maschinelle, rotierende Nickel-Titan-Instrumente frakturieren in stärker gekrümmten Kanälen signifikant schneller als in schwächer gekrümmten Kanälen. Feilen mit größerer Konizität und höherer Instrumentengröße brechen schneller als kleine Feilen [[Pruett et al. 1997](#), [Haikel et al. 1999](#), [Beer & Eggerath 2004](#), [Ullmann & Peters 2005](#)]. Grundsätzlich wird die Bruchrate von Nickel-Titan Instrumenten von Faktoren wie dem Behandelnden, der Aufbereitungsart und dem Instrumentendesign beeinflusst [[Shen et al. 2009](#)].

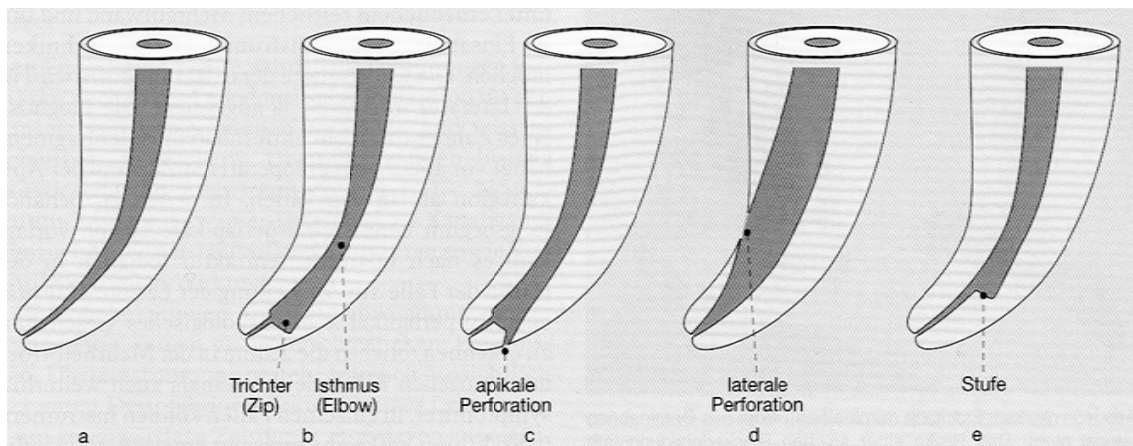
Nickel-Titan Instrumente weisen eine zwei bis drei Mal höhere Flexibilität auf als herkömmliche Instrumente. Außerdem besitzen sie eine höhere Biegefestigkeit [[Walia et al. 1988](#)]. Für die klassischen zahnärztlichen Wurzelkanalinstrumente existiert mit der ISO-Norm 3630-1 ein definiertes Testverfahren der mechanischen Anforderungen [[International Organisation for Standardization 1994](#)]. Allerdings werden in diesem Verfahren die dynamischen Ansprüche einer vollrotierenden Feile nicht berücksichtigt [[Beer & Eggerath 2004](#)].

#### 2.1.4.3 Wurzelperforation

Perforationen können während der Präparation des Wurzelkanals insbesondere an zwei Stellen auftreten (Abb. 2.7c und 2.7d): Zum einen im Bereich der apikalen Wurzelkanalkrümmung, wenn zunehmend dickere (und somit weniger flexible) Aufbereitungsinstrumente dem Verlauf der Krümmung nicht folgen können. Werden die Instrumente mit Druck-/Zugkraft und hierbei drehend eingesetzt, kann es zu Perforationen an der äußeren Seite der Krümmung



kommen (Abb. 2.7.c). Zum anderen kann übermäßige Erweiterung im mittleren Teil des gekrümmten Wurzelkanals zu einer, in koronal- apikaler Richtung verlaufenden, länglich-schmalen länglichen Perforation an der Innenseite der Kurvatur führen (Abb. 2.7.d) [Hülsmann 2001].



**Abbildung 2.7:** Fehler bei der Aufbereitung gekrümmter Kanäle (nach Weine et al, 1975.):

- a) präoperativer Verlauf des Wurzelkanals,.
- b) apikaler „zip“, „elbow“ und „teardrop“,
- c) apikale Perforation,
- d) „strip perforation“,
- e) Stufenbildung („ledge“) an der Außenseite der Kurvatur.

Bildquelle: Endodontie Hrsg.: D. Heidemann 2001

#### 2.1.4.4 Morphologische Veränderungen der Wurzelkanalwand

Ein besonderes Problem stellen die Materialeigenschaften der konventionellen Stahlinstrumente dar. Aufgrund ihrer Rückstellkraft und Elastizität kann es während der Aufbereitung zu „elbow“- , „zip“- , und „teardropkonfigurationen“ (Abbildung 2.7) kommen, welche eine dichte Wurzelfüllung erschweren [Weine et al. 1975; Weine et al. 1976].

### 2.1.5 Überinstrumentierung

Bei der Überinstrumentierung kann es nicht nur zum Überstopfen von eventuell infektiösem Material in den periapikalen Raum kommen, sondern auch zu einem Überpressen von Spülflüssigkeit und Wurzelfüllmaterial (Abb.2.6). Diese sogenannte apikale Transportation ist bei drehend-schabender Arbeitsweise (maschinelles Aufbereiten) geringer als bei feilender Arbeitsweise [Schäfer 2000]. Kommt es zur apikalen Überpressung, kann die Folge davon eine Infektion dieser Gebiete und damit einhergehend Schmerzen bei dem betroffenen Patienten sein [Naidorf 1985]. Eine Keimverschleppung kann langfristig zur Ausbildung einer chronischen Parodontitis apicalis und damit zum klinischen Misserfolg führen [Hülsmann 2000]. Da die apikale Konstriktion durch eine Überinstrumentierung zerstört wird, kann es später zu einem Überpressen des Füllmaterials in die Kieferhöhle oder den Kanal des N. mandibularis kommen [Voß 1992, Kockapan 1993]. Sowohl die chronische, apikale Parodontitis als auch das grobe Überfüllen des Wurzelkanalfüllungsmaterials stellen eine Indikation für eine Wurzelspitzenresektion dar [Strassburg & Lentrodt 1995]. Gelangt Wurzelfüllmaterial in die Kieferhöhle, kann sich dort eine Infektion entwickeln.

In mehreren Studien [Lehman & Gerstein 1982, Tronstad & Niemczyk 1986; Walton 1992, Hülsmann & Stryga 1993] wird bei Anwendung rotierender Feilensysteme über einen Verlust an Taktilität geklagt. Eine Folge davon kann das Überinstrumentieren sein. Um das Risiko der Verletzung des apikalen Stopps zu vermindern, verfügen einige, auf rotierenden NiTi-Feilen basierende Systeme, über nichtschneidende, selbstzentrierende Instrumentenspitzen (sogen. Batt-Spitze). Zudem arbeiten sie nach dem Prinzip des Step-down oder Crown-down. Das heißt, der Wurzelkanal wird schrittweise von koronal nach apikal erschlossen [Gressmann & Hülsmann 2001]. Dies minimiert das Risiko der Überinstrumentierung.



## 2.2 Manuelle Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung

Nach der ersten Überlieferung einer, über das Pulpenkavum hinausgehenden, Behandlung durch Falcucci (1357- 1411), wurden unterschiedliche Methoden entwickelt, um Zähne endodontisch zu behandeln. Zunächst wurden Nadeln, später Reibahlen benutzt [[Hülsmann 2000](#)].

Heutzutage werden Handinstrumente (Reamer, Hedstroem-Feile etc.) und eine Vielzahl davon abgeleiteter Instrumente, die bei neueren Systemen maschinell angetrieben werden, benutzt. Schall-, Ultraschall- und Lasersysteme finden zur Aufbereitung ebenfalls Verwendung.

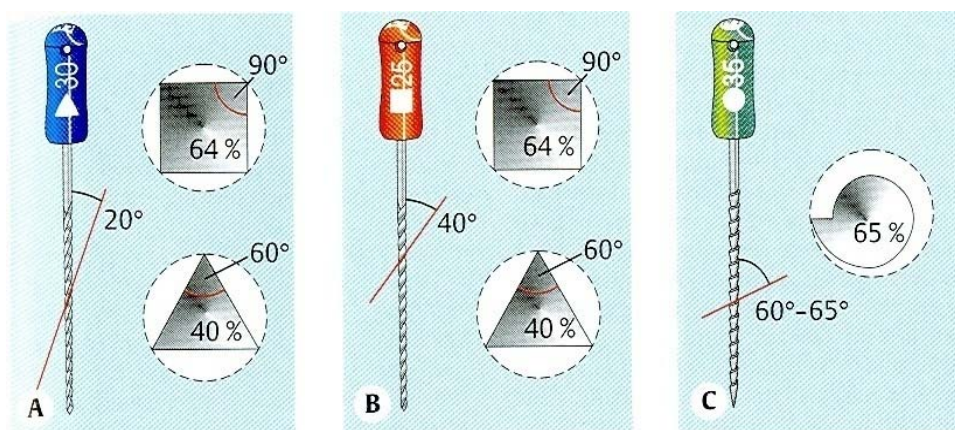
Bei der manuellen Aufbereitungstechnik werden Handinstrumente aufsteigenden Durchmessers, auf volle Länge in den Wurzelkanal eingebracht. Die Wurzelkanalwände werden feilend oder drehend-feilend bearbeitet. Zudem gibt es Variationen, bei denen der Wurzelkanal von apikal nach koronal (Step-back-Technik) oder von koronal nach apikal (Step-down, Crown-down-Technik) aufbereitet wird. Dabei werden die Instrumente nur teilweise auf volle Länge eingebracht und in verschiedener Abfolge verwendet.

### 2.2.1. Konventionelle Aufbereitungstechnik

Unter der Konventionellen Aufbereitungstechnik versteht man die Aufbereitung des Wurzelkanals mit ISO-genormten Feilen (Typ H oder Typ K, siehe Abb. 2.8) und Reibahlen (Typ K). Sie sind aus nicht-rostendem Stahl oder Werkzeugstahl hergestellt [[International Organisation for Standardization 1994](#)], Feilen neuerer Herstellung auch aus Nickel-Titan oder Titan-Aluminium-Legierungen [[Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ 2000a](#)]. Unter dem Begriff Reamer (Räumer) versteht man ein sich verjüngendes, spitzes Metallinstrument mit spiralförmigen Schneidekanten zur Aufbereitung des Wurzelkanals. Sie werden durch Verdrillen eines dreieckigen oder viereckigen Rohlings hergestellt [[Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung 2001](#)], entsprechend der Feile Typ K. Kleine Instrumentengrößen werden aus Stabilitätsgründen oft aus viereckigen, größere aus dreieckigen Rohlingen hergestellt [[Hellwig 1995](#)].

Als Hedström-Feilen (Feile Typ H) werden Instrumente bezeichnet, die durch Fräsen aus einem konischen Rundstahlprofil hergestellt werden [Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung 2001].

Mit Reamern wird stoßend und drehend gearbeitet, wobei eine viertel- bis halbe Drehung im Uhrzeigersinn empfohlen wird. K-Feilen (größere Windungszahl) werden in einer Stoß-Zieh-Bewegung oder nur im Sinne einer zirkulären Feilung angewendet. Reamer und K-Feilen besitzen einen Schneidekantenwinkel (Seitenspanwinkel oder Wendelwinkel)  $< 45^\circ$  (Abbildung 2.8 A und B), daher kann man mit ihnen drehend arbeiten [Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ 2000a]. Hedström-Feilen dürfen nur ziehend verwendet werden [Hellwig 1995], da sie einen Schneidekantenwinkel  $> 45^\circ$  aufweisen (Abbildung 2.8 C).



**Abbildung 2.8:** Schneidekantenwinkel, Querschnitt mit Instrumentenquerschnittsfläche in Prozent ( $100\text{-Instrumentenquerschnittsfläche} / \% = \text{Spanraum} / \%$ ), von A: Reamer. B: K-Feile. C: Hedström-Feile. Bildquelle: Taschenatlas der Endodontie 2004.

In geraden Kanälen wird bei konventioneller Aufbereitung mit jedem Instrument die volle Länge des Kanals bearbeitet [Schilder 1974]. ISO-genormte Instrumente weisen eine Konizität (Taper) von 0,02 auf. Je 1mm Instrumentenlänge wird der Durchmesser um 0,02 mm größer. Der konventionell aufbereitete Wurzelkanal hat somit einen taper von 0,02.

### 2.2.2. Step-back-Technik

Die Wurzelkanäle werden von apikal nach koronal instrumentiert, soweit die Krümmung dies zulässt. Mit den anschließend verwendeten Instrumenten größeren Durchmessers erfolgt ein sukzessiver Rückgang der Arbeitslänge in Millimeter-Schritten [Clem 1969]. Dabei sollte nach jedem Instrument die ursprüngliche Arbeitslänge mit dem größten Instrument, welches auf voller Länge eingesetzt wurde (Masterfile), rekapituliert werden. So wird verhindert, dass es zu einer Verbolzung des Wurzelkanals kommt. Außerdem minimiert das ständige Rekapitulieren mit der Masterfile die Gefahr einer Stufenbildung [Baumgartner et al. 1992].

Der Vorteil der Step-back-Technik gegenüber der konventionellen Technik ist darin zu sehen, dass die mit zunehmender Größe immer weniger flexiblen Instrumente nicht im Bereich der größten Krümmung zum Einsatz kommen. Dies mindert die Gefahr der Entstehung von morphologischen Artefakten der Wurzelkanalwand [Hellwig 1995].

### 2.2.4. Step-down-Technik

Bei dieser Technik wird zunächst schrittweise der koronale Wurzelanteil von koronal nach apikal erweitert [Goerig et al. 1982]. Dies dient der Entfernung nekrotischen und infizierten Gewebes. Zudem wird der Zugang zum Wurzelkanal erleichtert und eine Friktion der größeren Instrumente verhindert [Hellwig 1995]. Die restliche Aufbereitung erfolgt analog der Step-back-Technik, also von apikal nach koronal, mit abnehmender Instrumentenlänge [Gressmann 2001].

### 2.2.5. Crown-down-Technik

Die Crown-down-Technik entspricht weitgehend der Step-down-Technik mit dem Unterschied, dass mit den Instrumenten kein Druck in apikaler Richtung ausgeübt werden darf [Morgan & Montgomery 1984]. Dies soll davor schützen, Dentinspäne und Debris in den Bereich der apikalen Konstriktion und eventuell darüber hinaus zu pressen. Wenn ein Instrument im Kanal Friktion hat, wird deshalb in seitlicher Richtung aufbereitet. Mit immer dünner werdenden

Instrumenten erfolgt die Aufbereitung bis zum Foramen physiologicum, von wo aus nun die Aufbereitung mit der Step-back-Technik fortgeführt und beendet wird [[Gressmann 2001](#), [Hellwig 1995](#)].

#### 2.2.6. Andere manuelle Techniken

Bei den weiteren üblichen manuellen Techniken ist besonders die „Balanced-force-Technik“ [[Roane et al. 1985](#)] hervorzuheben. Sie setzt die Verwendung einer speziellen Feile voraus. Diese Flex-R-Feile besitzt eine nicht-schneidende Battspitze. Die Feile wird in den Wurzelkanal eingeführt, bis sie Friktion aufweist. Dann erfolgt eine Drehung im Uhrzeigersinn (placement). Anschließend wird sie in die entgegengesetzte Richtung gedreht, mit leichtem, nach apikal gerichtetem Druck (cutting) und dann aus dem Kanal gezogen.

Unter Anticurvature filing [[Abou-Rass et al. 1988](#)] versteht man die Schonung der inneren Kurvatur, indem man die Feile beim Herausziehen an die äußere Kurvatur presst. Ziel ist es, die perforations- und begradigungsanfällige, innere Kurvatur nicht zu stark zu bearbeiten.

## 2.3 Maschinelle Wurzelkanalaufbereitungsmethoden

Grundsätzlich setzt sich ein maschinelles Feilenaufbereitungssystem aus zwei Komponenten zusammen:

1. Antrieb (Motor)
2. zugehöriges Instrument

### 2.3.1 Antriebssysteme für die Wurzelkanalinstrumente

Die meisten Antriebe arbeiten rotierend. Zum Teil auch in Kombination mit Hubbewegungen oder reziproker Rotation. Desweiteren existieren Antriebe, die eine Schall- oder Ultraschallvibration des Instrumentes erzeugen [[Hülsmann 2000](#); [Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ 2000a & 2005](#)].

Moderne Antriebssysteme für Nickel Titan Feilen arbeiten vollrotierend. Wichtig sind hierbei die exakte Einhaltung der instrumentenspezifischen Drehzahl und eine Drehmomentbegrenzung. [[Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ 2005](#)]. Aktuelle Motoren für Nickel Titan Feilen sind teilweise mit einem Endometriegerät für die elektrische Längenbestimmung kombiniert. Dies erhöht die Arbeitssicherheit. Die Anwendungszyklen der einzelnen Wurzelkanalinstrumente sind, je nach System, unterschiedlich. Daher ist eine sorgfältige Dokumentation der aufbereiteten Wurzelkanäle wichtig. Ermüdungsbrüche des Instrumentes werden insbesondere dadurch vermieden, dass die Feilen nur so oft angewendet werden, wie vom Hersteller empfohlen. Teilweise wird hier auch die Anwendung als Einmalinstrument empfohlen.

### 2.3.2 Instrumente für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung

Die systemspezifischen Feilen unterscheiden sich sowohl im Design, als auch in der Metallegierung, aus der sie gefertigt sind. Ältere Systeme sind aus Edelstahl hergestellt. Neuere bestehen aus Nickel-Titan- oder Titan-Aluminium-Legierungen.

Es gibt allerdings eine Reihe neuer Entwicklungen im Bereich der Nickel- Titan Werkstoffe. So produziert die Fa. Maillefer ihre GTX<sup>®</sup> Feilen aus einer Nickel Titan Legierung die durch eine spezielle Wärmebehandlung eine größere Resistenz gegen Instrumentenbruch erreichen soll. Bei der Prüfung der Instrumente aus diesem sogenannten m-wire Material konnte in einer Studie aus dem Jahr 2008 [Johnson et al. 2008] eine, gegenüber der Produktionsversion der ProFile<sup>®</sup> 25/.04, um 400% gesteigerte Stabilität gegenüber Ermüdungsbrüchen festgestellt werden. Die anderen untersuchten Instrumente besaßen ebenfalls das ProFile<sup>®</sup> 25/.04 Design. Dies bedeutet, dass in dieser Studie der Faktor Instrumentendesign ausgeschlossen wurde. Interessanterweise konnte in einer weiteren Studie aus dem Jahr 2008 die überlegene Stabilität dieser m-wire Instrumente nicht bestätigt werden [Gambarini et al. 2008]. In dieser Untersuchung wurden GTX<sup>®</sup> (m-wire) Feilen mit K3<sup>®</sup> Feilen, die beide im traditionellen Fräsverfahren hergestellt wurden und sich natürlich im Design unterscheiden, verglichen. Als Ergebnis wurde festgestellt, dass sich die Feilenstabilität nicht signifikant unterschied. Allerdings wurden bei den darüber hinaus untersuchten TF<sup>®</sup> Feilen, (Fa. SybronEndo, Orange, USA) welche in der „twisted“ Methode hergestellt werden, eine gesteigerte Stabilität gegenüber den anderen untersuchten Feilen festgestellt [Gambarini et al. 2008, Larsen et al. 2009]. Bei der TF Feile werden die Schneiden nicht aus einem Rohling heraus gefräst, sondern diese werden, vergleichbar mit dem Reamer für die konventionelle Wurzelkanalaufbereitung, verdreht. Dies soll glattere, schärfere Schneiden produzieren, bei denen Imperfektionen nicht zur Instrumentenfraktur führen. Obwohl auch hier die Datenlage noch nicht aussagekräftig ist, soll dieses Ergebnis ebenfalls durch Elektropolitur erreicht werden können [Boessler et al. 2008, Barbosa et al. 2008, Tripi 2006]. Boessler et al. und Tripi sehen in der Elektropolitur Vorteile, während Barbosa et al. keinen Unterschied feststellen konnten. Doch auch hier waren die Studiendesigns unterschiedlich.

Es kann allgemein festgehalten werden, dass das Design der Wurzelkanalinstrumente als ein wesentlicher Faktor für das Frakturieren von

Instrumenten während der Aufbereitung gilt [Ray et al. 2007, Larsen et al. 2009].

Maschineninstrumente sind mit Winkelstückschaft oder einem systemspezifischen Schaft aus Kunststoff oder Metall ausgestattet. Darin stehen sie im Gegensatz zu den konventionellen Handinstrumenten, welche lediglich mit einem Griff versehen sind [Tepel 2000].

### **2.3.3 Design Merkmale von vollrotierenden Nickel Titan Feilen**

Instrumente zur rotierenden Aufbereitung von Wurzelkanälen sind keine Bohrer sondern, sie werden technisch als Reibahlen bezeichnet. In der Zerspantechnik sind Bohrer überwiegend zweischneidige Werkzeuge, bei denen sich die Schneiden an der Spitze befinden. Die Wendelung, also die spiralförmig um den Bohrer verlaufende Nut, dient hierbei nur dem Abtransport der Späne. Reibwerkzeuge dagegen unterscheiden sich von Bohrern insbesondere dadurch, dass sich die Schneiden seitlich am Instrument befinden. Daher handelt es sich bei den hier untersuchten Nickel Titan Instrumenten zur maschinellen Aufbereitung um Reibahlen, da die Schneiden zirkulär um das Arbeitsteil verlaufen und das Arbeitsteil zur Spitze hin konisch zuläuft [Tschätsch& Dietrich 2008].

Im Handel sind eine ganze Reihe von Nickel- Titan Feilensystemen erhältlich. Als Beispiel sollen hier nur einige der gängigen Systeme aufgezählt werden: ProFile<sup>®</sup>, ProTaper<sup>®</sup>, System GT<sup>®</sup>, GT Series X<sup>®</sup> (Maillefer, Ballaigues, Schweiz), Mtwo<sup>®</sup>, FlexMaster<sup>®</sup> (VDW, München, Deutschland), RaCe<sup>®</sup> (FKG, Schweiz, Vertrieb: Müller Dental, Lindlar/ Köln), Alpha System<sup>®</sup> Alpha Kite<sup>®</sup> (Brasseler/ Komet, Lemgo), Light Speed<sup>®</sup> (Max Dental, Augsburg) usw.

Alle diese Systeme unterscheiden sich hinsichtlich ihres Designs und teilweise auch in der Anwendungssequenz.

Die Feilen unterscheiden sich z.B. hinsichtlich ihres Längsdesigns durch Unterschiede in Länge und Konizität des Arbeitsteils, in der Spitzengestaltung, dem Schneidekantenwinkel und der Anordnung der Wendelung. Außerdem unterscheiden sich die Instrumente teilweise auch im Querschnittsdesign.



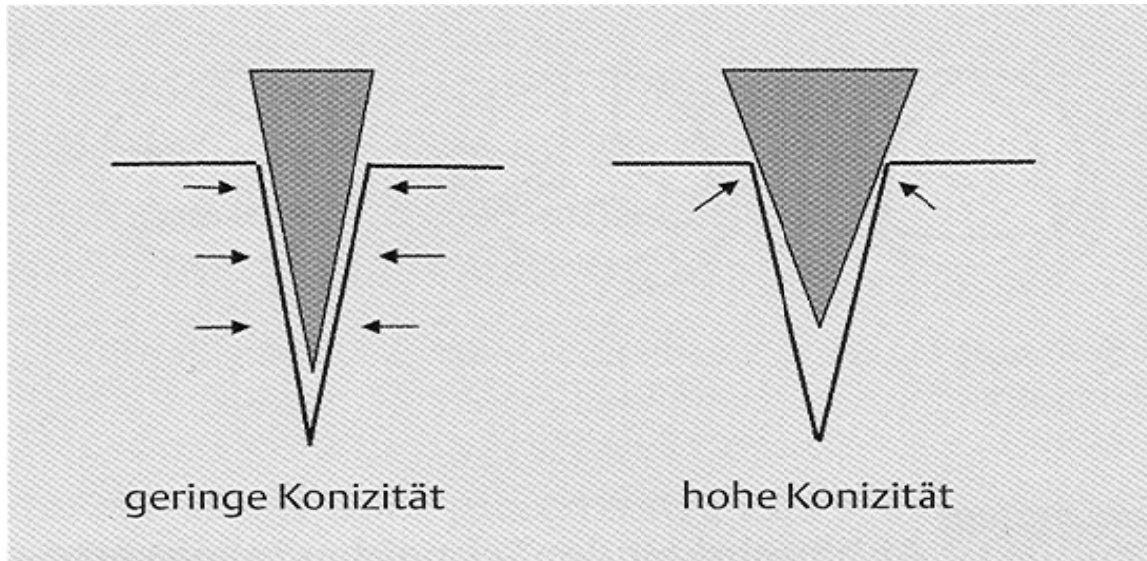
Resultierend aus dem Querschnitt erhöht bzw. verringert sich die Anzahl der Schneiden, welches sich wiederum auf den Spanraum, die Kernmasse und den Schneidewinkel auswirkt.

#### 2.3.3.1 Arbeitsteil der rotierenden Nickel Titan Feilen

Als Arbeitsteil wird der mit Schneiden ausgestattete Teil der Wurzelkanalfeile bezeichnet. Klassische Wurzelkanalinstrumente verfügen über einen 16 mm langen Arbeitsteil [[International Organization for Standardisation 1994](#)]. Fast alle namhaften Hersteller verwenden für die koronale Aufbereitung Instrumente mit großer Konizität, wobei dies mit einer Verkürzung des Arbeitsteils einhergeht. Die Längen des Arbeitsteiles reichen von ca. 1 mm (Light Speed<sup>®</sup>) über 8-14 mm (ProTaper<sup>®</sup>) bis hin zur ursprünglichen Standardlänge von 16mm (FlexMaster<sup>®</sup>) [[Merte 2003](#)]. Systeme bei denen alle Feilen ein verkürztes Arbeitsteil aufweisen sind das Light Speed<sup>®</sup>-System (LS) (Max-Dental, Augsburg), sowie MFile<sup>®</sup> und AlphaFile<sup>®</sup> (Gebrüder Brasseler, Lemgo). Sie gehen auf das Design der Gates-Glidden-Bohrer nach ISO-3630-2 zurück [[Stoll et al. 2003](#)]. Der hochflexible Schaft der Light Speed<sup>®</sup>-Instrumente ist dünner als der schneidende Kopf und sehr flexibel. Er ist nicht konisch und mit steigender Instrumentengröße nimmt der Schaftdurchmesser zu. Dies allerdings nicht so stark wie bei konventionellen Instrumenten [[Beer et al. 2004](#)]. Der lange, schlanke Instrumentenschaft garantiert eine hohe Flexibilität. Eine Verkürzung des Arbeitsteils hat zur Folge, dass das Instrument über eine erheblich kürzere Distanz als herkömmliche Instrumente im Kanal Wandkontakt oder Friktion (Abbildung 2.3) hat. Die Kanalkrümmung nimmt somit weniger Einfluss auf die Präparation [[Hülsmann 2002a](#)]. Ein Vergleich der Aufbereitungseigenschaften zeigte zwischen Flexmaster<sup>®</sup> und LightSpeed<sup>®</sup> Instrumenten keinen Unterschied [[Weiger et al. 2003](#)].



### 2.3.3.2 Konizität des Arbeitsteils der rotierenden Nickel Titan Feilen



**Abbildung 2.9:** Darstellung des Ausmaßes der Kontaktfläche zwischen Feile und Kanalwand bei geringer und hoher Instrumentenkonizität.

Bildquelle: ZWR. 7/8. 2005. S. 331

Tepel unterteilte 2000 in seiner Habilitationsschrift die Nickel-Titan Instrumente in solche mit normkonformer und veränderter Konizität. Die ISO-Norm 3630 schreibt eine Konizität von 2% über 16 mm Arbeitslänge des schneidenden Feilenanteils vor. Instrumente mit normkonformer Konizität weisen also, genau wie herkömmliche Handinstrumente, einen taper von 0.02 bei einer Länge von 16mm auf. In der Regel handelt es sich um Instrumente vom Typ K-Feile (z.B. Mity Roto 360°®, Mity, Ridgefield, CT, USA). Diese Instrumente erfüllen sowohl bezüglich der Größenstaffelung als auch bezüglich der Konizität die jeweiligen Anforderungen der diesbezüglichen Normen [Tepel 2000].

Die meisten modernen Instrumentensätze besitzen teilweise (HERO 642®), oder sogar ausschließlich (ProTaper® 0.04) Instrumente mit veränderter Konizität. Rotierende Nickel-Titan-Instrumente werden in Tapern von 0.02–0.06 und darüber hinaus bis 0.29 (System ProFile® .04 Series 29) hergestellt. Im Einzelfall werden auch mehrere Taper im Instrumententeil (MFile®, Gebrüder Brasseler, Lemgo) oder nichtlineare Taperverläufe (Pro-Taper®, Firma Maillefer) hergestellt. Instrumente mit starker Konizität werden in der Regel nicht komplett in den Wurzelkanal eingebracht, da sie nur dazu dienen, einen besseren Zugang im koronalen Anteil des Wurzelkanals zu schaffen. Aufgrund der hohen

Konizität dieser Instrumente wird automatisch eine entsprechend stark konische Wurzelkanalformung erzielt [Hülsmann 2002b]. Eine stärkere Konizität geht mit einer Reduzierung des Arbeitsteils einher, da andernfalls die Wurzel durch einen zu starken, koronalen Feilendurchmesser geschwächt werden würde [Hülsmann 2002a]. Berücksichtigt werden muss auch, dass bei der Aufbereitung gekrümmter Kanäle, mit steigender Konizität der Feile, die Zeit bis zur Instrumentenfraktur unter Belastung signifikant abnimmt [Beer & Eggerath 2004, Yao et al. 2006, Kramkowski & Bahcall 2009].

#### 2.3.3.3 Spitzengestaltung der rotierenden Nickel- Titan Feilen

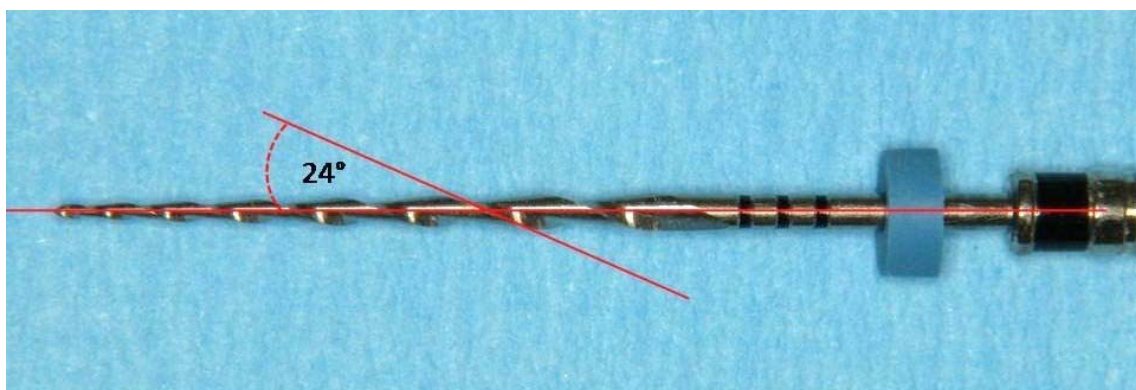
Bei konventionellen Instrumenten ist ein Winkel als Übergang auf den Instrumentenkörper hinter der Spitze angebracht. Bedingt durch die Rotationsbewegung besteht bei diesen Instrumenten die Tendenz, dass der Schneideeffekt an diesem Übergangswinkel verstärkt wird. Dies kann zum Steckenbleiben und Abweichen des Instrumentes von dem eigentlichen Kanalverlauf führen. Daher besitzen die meisten Systeme eine nichtschneidende Instrumentenspitze (Batt- Spitze). Die Spitze ist hierbei abgeflacht und der Übergang zur ersten Schneide abgerundet [Hülsmann 2008]. Die nichtschneidenden Spitzen mit abgerundeter Instrumentenschulter sollen sich positiv auf die Zentrierung des Instrumentes im Wurzelkanal auswirken [Schäfer et al. 1994, Schäfer & Fritzenschaft 1998].

Die Mehrzahl der Nickel-Titan-Feilen verfügen über abgerundete, nicht schneidende Instrumentenspitzen, sogenannte „pilot-tips“ oder auch „non-cutting-tips“ [Powell et al. 1986]. Diese Art der Spitzengeometrie übernimmt eine Führungsfunktion im Wurzelkanal. Zip-Konfigurationen und ein Verklemmen der Spitze durch aktives Einbohren in die Kanalwand können so erheblich reduziert werden. ProTaper<sup>®</sup>-Feilen besitzen eine modifizierte aktive Spitze, da die Schneidekanten bis in die unmittelbare Nähe der Spitze reichen. Quantec<sup>®</sup> bietet neben den „non-cutting-tips“- auch „safe-cutting-tip“-Feilen an, welche über eine leicht angeschärfte Spitze verfügen. [Frentzen et al. 2005].

#### 2.3.3.4 Schneidekantenwinkel rotierender Nickel Titan Feilen

Der Schneidekantenwinkel, oder auch Tangentenwinkel, bezeichnet den Winkel der Schneide zu seiner Längsachse [Hellwig et al. 2006] (Abb 2.2 und 2.10). Der Schneidekantenwinkel bestimmt den Vorschub des Instrumentes. Dieser wird durch den Weg, welchen das Werkzeug pro Umdrehung zurücklegt bestimmt. [Tschätsch & Dietrich 2008]. Instrumente mit kleinerem Schneidekantenwinkel haben einen größeren Vorschub als solche mit großem Schneidekantenwinkel. In der Dissertation von Frau Oitzinger aus dem Jahr 2008 [Oitzinger 2008] wurde unter anderem die Schneidleistung von Nickel-Titan Instrumenten bei drehend- schabender Arbeitsweise untersucht.

Bei Versuchen mit einem Probekörper aus Kunststoff erreichten RaCe<sup>®</sup> Instrumente die größte Eindringtiefe, gefolgt von MTwo<sup>®</sup>, Flexmaster<sup>®</sup>, AlphaFile<sup>®</sup> und ProFile<sup>®</sup>. Die Begründung wird im Querschnittsdesign gesucht, da die aufgeführten Instrumente sich im Spanwinkel und der Schneidenanzahl unterscheiden. Allerdings erscheint es viel nahe liegender, den Schneidekantenwinkel als Maß für die Eindringtiefe als Erklärung heran zu ziehen. RaCe<sup>®</sup> Instrumente und Flexmaster<sup>®</sup> Instrumente besitzen einen ähnlichen Querschnitt, verfügen aber über sich deutlich unterscheidende Abtragsleistungen. Bei RaCe<sup>®</sup> Instrumenten beträgt der Schneidekantenwinkel, genau wie MTwo<sup>®</sup> Instrumenten ca 25°. Bei Flexmaster<sup>®</sup> Instrumenten beträgt er zwischen 27 und 39°, bei AlphaFiles<sup>®</sup> etwa 40° und bei ProFiles<sup>®</sup> etwa 50°.



**Abb. 2.10:** Schneidekantenwinkel am Beispiel einer MTwo<sup>®</sup> Feile. Bildquelle M.Acker.

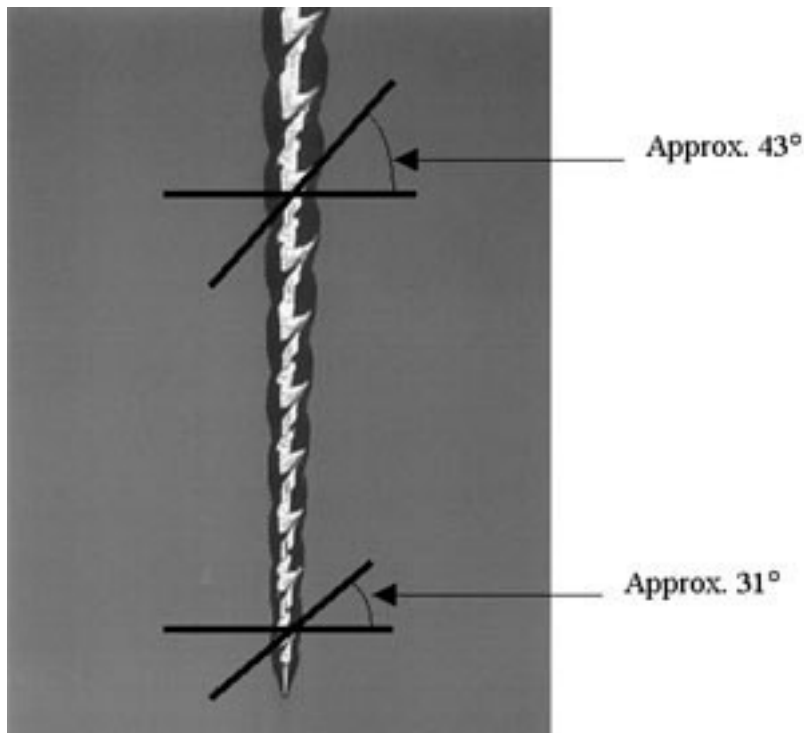
### 2.3.3.5 Wendelung rotierender Nickel- Titan Feilen

Die Wendelung oder Ganghöhe der Instrumente ist bei konventionellen Wurzelkanal Instrumenten für die manuelle Aufbereitung konstant.

Auch bei älteren NiTi-Systemen ist, wie bei Handinstrumenten, die Ganghöhe der Schneidenwindungen innerhalb eines Instrumentes konstant. ProTaper<sup>®</sup>, Mtwo<sup>®</sup> und RaCe<sup>®</sup> weichen von diesem Konzept ab. Hintergrund dieser Änderung ist der Gedanke, dass eine Feile mit konstanter Ganghöhe prädestiniert für das Verschrauben innerhalb des Kanals ist. Feilen des Systems ProTaper<sup>®</sup>, Mtwo<sup>®</sup> und K3<sup>®</sup> besitzen deshalb eine von der Spitze bis zum Schaft zunehmende Ganghöhe (Abb. 2.11). Das System RaCe<sup>®</sup> unterbricht die Abfolge, nach wenigen Windungen, die Abfolge durch gerade Schneidenbereiche, so genannte „alternating cutting edges“ [[Frentzen et al. 2005](#)].

Auch das System Hero Shaper besitzt ebenfalls eine, von der Spitze bis zum Schaft hin, zunehmende Ganghöhe. Außerdem variiert der Steigungswinkel der Wendelung: je konischer das Instrument ist, desto länger ist der Steigungswinkel. Der Hersteller bezeichnet dies als adaptierte Steigung [[Produktinformation: Micro-Mega<sup>®</sup> 2009](#)].

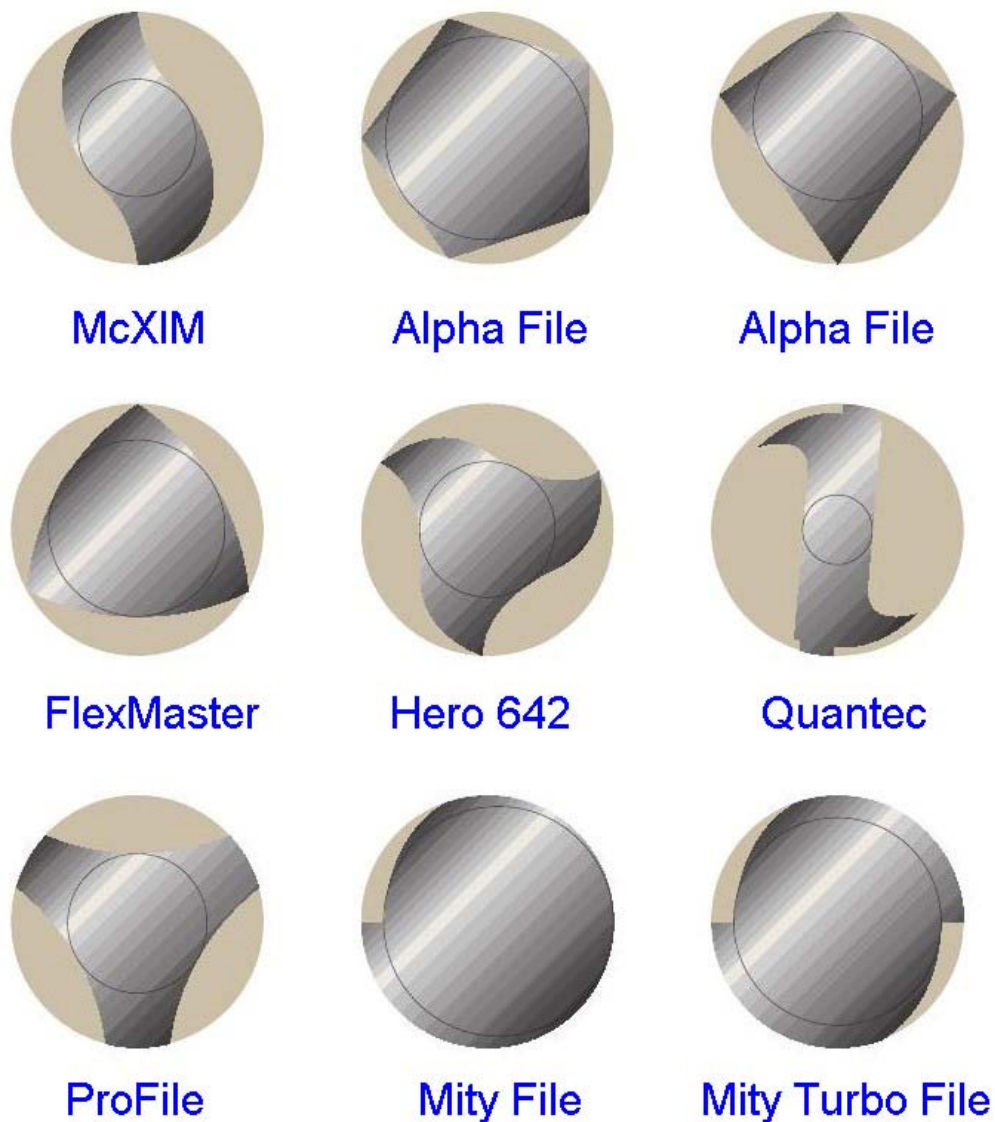
Es zeigte sich auch, dass je mehr Spiralen ein Instrument pro Millimeter Länge hat, desto größer ist das Drehmoment beim Arbeiten. Für das Material bedeutet dies zwar mehr Stress- allerdings auch mehr Flexibilität. Je weniger Spiralen das Instrument pro Millimeter Länge hat, desto bruchresistenter- aber auch weniger flexibel ist es [[Behr 2003](#)]. In einer Studie aus dem Jahr 2001 wird der Einfluss einer größeren Wendelung auf die Stabilität von Stahlfeilen untersucht. Interessanterweise zeigte sich, dass sich eine veränderte Wendelung, je nach Querschnitts Design der Feile, unterschiedlich auswirkte. Bei einer Erhöhung der Wendelung waren Prototypen mit quadratischem oder dreieckigem Querschnitt stabiler (32 Schneiden). Bei den Stahlprototypen mit s-förmigem Querschnitt verfügte ein 16 schneidiges Instrument über die größte Stabilität, bei den rhombusförmigen Instrumenten ein Querschnitt mit 24 Schneiden [[Schäfer& Tepel 2001](#)].



**Abb 2.11:** Variabler Gewinde Steigungswinkel bei einem K3® Nickel- Titan- Instrument.  
Bildquelle: Produktinformation der Fa. SybronEndo.

2.3.3.6 Querschnitt von Nickel- Titan Feilen für die rotierende Anwendung  
Verwendung finden hier vor allem ein- bis fünfschneidige Instrumente. Die jeweiligen Querschnittsformen werden in Abb. 2.12 dargestellt.

- einschneidige Feilen z.B. MityFile®
- zweischneidige Feilen z.B. Quantec®, McXIM®, Mity Turbo File®, MTwo®
- dreischneidige Feilen z.B. FlexMaster®, Hero 642®, LightSpeed®, ProFile®
- vierschneidige Feilen z.B. die kleinsten Instrumentengrößen der Systeme RaCe® und Endostar®, die AF 10 Feile der Alpha File® (Drachenquerschnitt) sowie die Feilen des AlphaKite® Systems
- fünfschneidige Feilen z.B. AF 06,04,02 der Alpha File® (Pentagon Querschnitt).



**Abb. 2.12:** Querschnitte einiger gängiger Nickel-Titan Feilen für die rotierende Aufbereitung (mit eingezeichnetem Instrumentenkern). Bildquelle: M.Acker.

Der Querschnitt ist ein wichtiger Faktor für die Feilenstabilität. In einer Studie aus dem Jahr 2001 wurden fünf verschiedene Querschnitt Designs (dreieckiges-, quadratisches-, rhombusförmiges-, s-förmiges Instrument sowie ein H-Feilen Querschnitt (Abb. 2.8 rechts)) miteinander verglichen. Am stabilsten zeigten sich die Feilen mit quadratischem-, gefolgt von einem

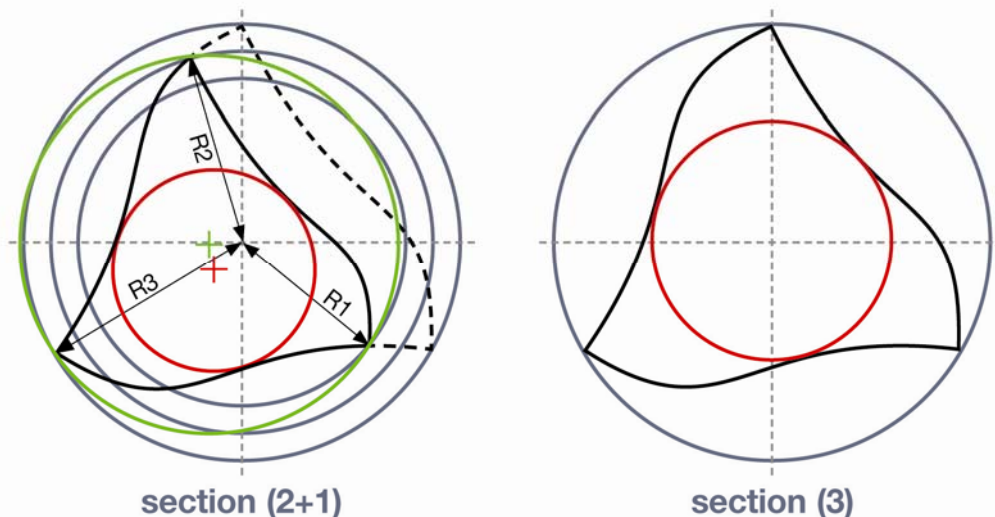


dreieckigem Querschnitt. Dies wurde mit einer entsprechenden Abnahme der Querschnittsfläche. Die anderen Designs folgten entsprechend ihren Querschnittsflächen [Schäfer& Tepel 2001]. Für Nickel Titan Instrumente wurden ebenfalls festgestellt, dass quadratische Instrumente ein größeres Biegemoment aufweisen als solche mit dreieckigem Querschnitt [Camps et al. 1995]. Desgleichen wurde für rotierende Nickel- Titan Instrumente nachgewiesen, dass Feilen mit einer rechteckigen Querschnittsfläche eine größere Biege- und Torsionssteifigkeit aufweisen als Instrumente mit einer dreieckigen Grundform [Kim et al. 2009].

Um eine Selbstzentrierung der Instrumente auch im gekrümmten Kanal zu ermöglichen, wurden sogenannte „radial lands“ eingeführt (siehe Abb 2.12, ProFile). Die seitlichen Führungsflächen gleichen Schlittenkufen, welche einen neutralen Winkel zum Kanalwanddentin bilden. Sie tragen dort, mehr schabend als schneidend, das Dentin ab. Zu diesen passiv arbeitenden Instrumentengruppen gehören LightSpeed®, ProFile® und System GT®. Ihnen gemeinsam ist ein konkaver Querschnitt mit großem Spanraum zur Aufnahme des abgetragenen Detritus. Durch die große Friktion dieser Instrumente im Wurzelkanal kam es in der Vergangenheit vermehrt zu Instrumentenbrüchen. Als Reaktion darauf begann die Entwicklung aktiv arbeitender Schneiden (z.B. Flexmaster®, HERO 642®, ProTaper®, K3®, RaCe®, AlphaFile®). Zusätzlich zu den veränderten Schneiden wurde der Instrumentenkern im Querschnitt vergrößert, um insgesamt eine größere Stabilität zu verleihen [Kremeier, 2003]. Im Vergleich ist der Querschnitt von ProFile®-Instrumenten u-förmig, ProTaper®- und Flexmaster®-Instrumente dagegen zeigen einen konvexen, dreiseitig-scharfkantigen Querschnitt [Frentzen et al. 2005].

Als aktuelles System verfügt das Mtwo®-NiTi-Aufbereitungssystem (VDW, München) (vergleichbar mit McXIM in Abb.2.12) über einen s-förmigen, zweischneidigen Querschnitt mit tief ausgeprägten Schneiden, was einen großen Spanraum zur Folge hat. Die Feilen haben, neben einer Battspitze, außerdem einen von der Spitze zum Schaft hin ansteigenden Steigungswinkel [Oitzinger 2008].

Das im Jahr 2009 auf den Markt gekommenen Revo- S System hat ein völlig neues Querschnittsdesign. Das besondere an diesem System ist der asymmetrische Querschnitt. Dieser soll, laut Hersteller, die mechanische Beanspruchung des Instrumentes mindern. Das Instrument besitzt drei schneidende Kanten auf drei verschiedenen Radien: R1, R2 und R3 (siehe Abb. 2.13). Der Querschnitt führt zu einer schlangenartigen Bewegung des Instrumentes bei Rotation im Wurzelkanal. Zudem soll der asymmetrische Querschnitt den Abtransport von Dentinspänen nach koronal verbessern [Produktinformation Micro-Mega® 2009]. Ob die Wertungen des Herstellers zutreffend sind, wird in zukünftigen wissenschaftlichen Arbeiten zu klären sein.



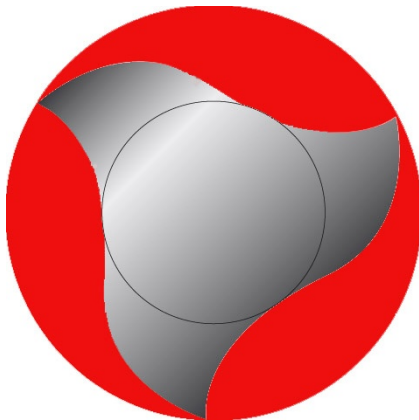
**Abb.2.13:** Darstellung der drei unterschiedlichen Instrumentenradien und der daraus resultierenden unterschiedlichen Kernmasse (rot) des Revo-s® Systems. Bildquelle: Produktinformation der Fa. Micro-Mega®, Besancon, Frankreich.

#### 2.3.3.7 Spanraum von Nickel-Titan Feilen für die rotierende Anwendung

Der Spanraum (Abb 2.14) ist der maschinell entfernte Teil des Metallschaftes zwischen den Schneidekanten. Aus dem Wurzelkanal oder von den Kanalwänden entfernte Gewebetrümmer bleiben darin haften. Setzt sich der Spanraum bei rotierenden Instrumenten zu stark mit Gewebsresten zu, besteht höchste Bruchgefahr. Die jeweilige Formgebung des Spanraums ist dabei von



größter Bedeutung. Nimmt die Tiefe von der Instrumentenspitze zum Instrumentenende hin zu, so werden die Gewebereste bei rotierendem Instrument in die tieferen Zwischenräume gedrückt. Die infizierten Gewebeteile werden dadurch aus dem Wurzelkanal entfernt [Stock et al. 2005]. Die koronale Debrisentfernung wird durch einen großen Spanraum erleichtert [Merte 2003].



**Abb. 2.14:** *Instrumentenquerschnitt eines Hero642<sup>®</sup> Instrumentes. Zwischen der Wurzelkanalwand (Kreisbegrenzung) und dem Instrument befindet sich der Spanraum (rot). Bildquelle: M.Acker.*

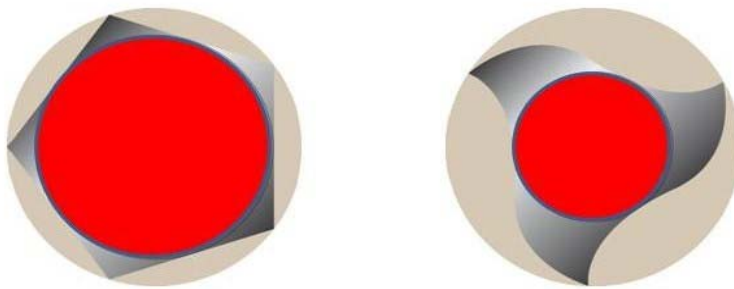
#### 2.3.3.8 Instrumentenkern von Nickel Titan Instrumenten

Je stärker der Instrumentenkern (Abb. 2.15) ist, desto größer ist der Torsionswiderstand und desto kleiner der Spanraum (s.o.) [Xu et al. 2006]. Ein großer Instrumentenkern geht allerdings mit einer geringeren Flexibilität einher. Grande stellt fest, dass Instrumente mit zunehmendem Metallvolumen, bei Rotation in einem künstlichen Kanal aus Edelstahl eher brechen. Das gleiche galt für Instrumente desselben Typs, die einen größeren Taper hatten [Grande et al. 2006].

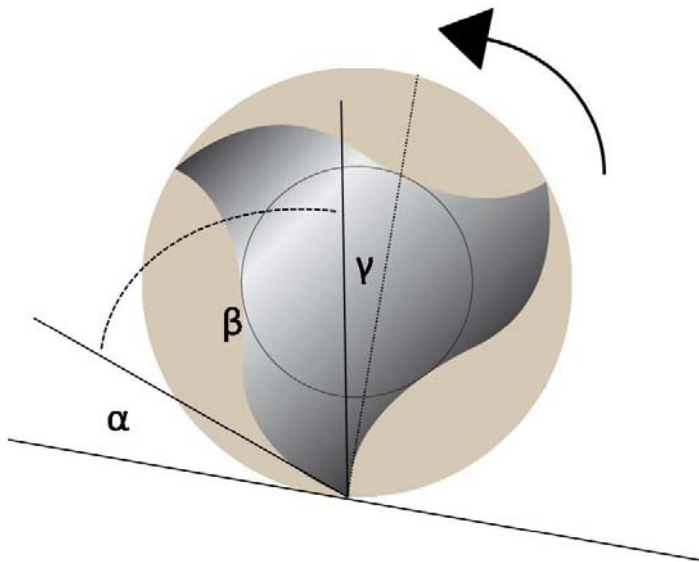
#### 2.3.3.9 Schneidekantenwinkel von rotierenden Nickel- Titan Feilen

Der Schneidewinkel, Schneidekantenwinkel oder Spanwinkel (je nach Autor) gibt an, in welchem Winkel die Schneidefläche zur Rotationsachse steht und

sagt etwas darüber aus, wie der Materialabtrag während der Wurzelkanalaufbereitung erfolgt.



**Abb.2.15:** Instrumentenkern(rot) bei einer Alpha File<sup>®</sup> mit Pentagon Querschnitt (links) und bei einer Hero 642<sup>®</sup> „Feile. Bildquelle: M.Acker.



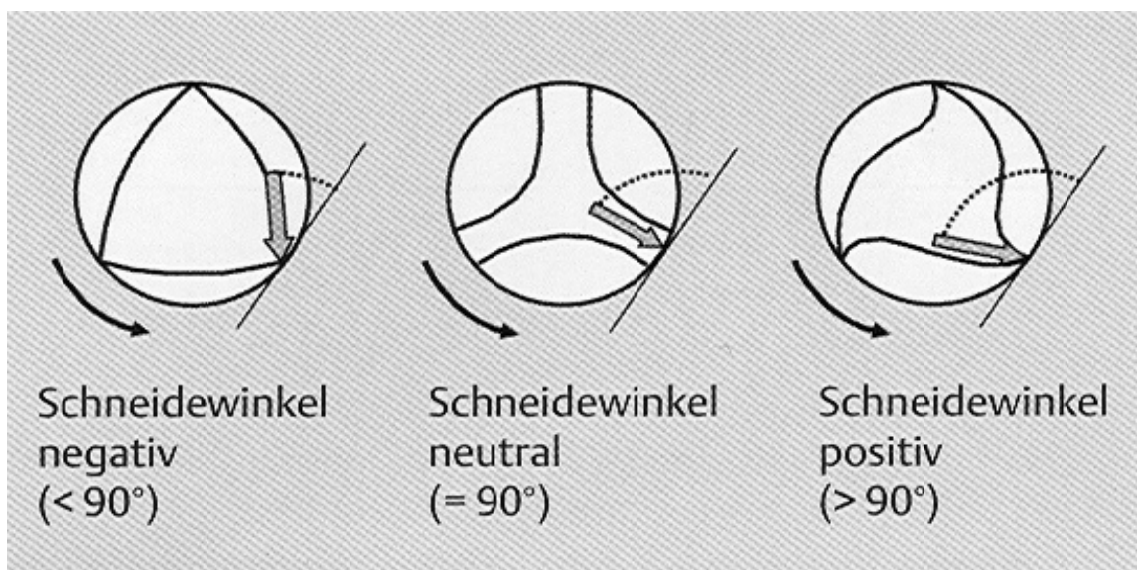
**Abb. 2.16:** Die Winkel am Schneidkeil. In diesem Fall ein positiver Spanwinkel  $\gamma$  von ca.  $10^\circ$ , also eine aktiv arbeitende Schneide (Hero 642<sup>®</sup>). Der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $60^\circ$  und der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $20^\circ$ . Für diese Winkel gilt immer die Beziehung:  $\alpha + \beta + \gamma = 90^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.

Bei einem großen Spanwinkel ist der Spanabfluss besser, die Reibung kleiner und die Spanstauung geringer. Ein dadurch geschwächter Schneidkeil, sowie schlechtere Wärmeabfuhr und eine erhöhte Gefahr des Schneidenausbruchs bilden die Nachteile. Durch kleine Span- oder Schneidewinkel wird der Schneidkeil stabilisiert und die Standzeit des Werkzeugs erhöht [Tschätsch & Dietrich 2008]. Man unterscheidet neutrale, positive und negative Spanwinkel [Willey et al. 1992, Beer et al. 2004].

Bei einem positiven Spanwinkel wird die Schneide direkt in Richtung der aufgewendeten Kraft eingesetzt und schneidet aktiv (Abb. 2.17 rechts).

Bei dem neutralen Spanwinkel trifft die Schneide senkrecht auf die Kanalwand (Abb. 2.17 Mitte)

Eine nicht aktiv schneidende Wirkung wird bei einem negativen Spanwinkel ausgeübt. (Abb. 2.17 links) [Beer et al. 2004].



**Abb.2.17:** Abhängigkeit der Schneidewinkelwerte vom Schneidendesign  
Bildquelle: ZWR. 7/8. 2005. S. 332

#### 2.3.3.10 Feilensequenzen rotierender Nickel Titan Feilen

Die Feilensequenz rotierender Nickel-Titan Feilen ist, je nach angewandtem System, verschieden. Sie unterscheiden sich hinsichtlich der Instrumentenzahl und der Art der maschinellen Aufbereitung.

Die meisten Feilentypen werden in Crown Down Technik verwendet (FlexMaster<sup>®</sup>, VDW München Deutschland, Hero 642<sup>®</sup>, Micro Mega Besancon Frankreich, AlphaKite<sup>®</sup> Fa. Komet Lemgo Deutschland, ProFile<sup>®</sup>, Dentsply Maillefer Ballaigues Schweiz etc.). Dies minimiert die Belastung für das jeweils eingesetzte Instrument, da jeweils nur ein kleiner Teil des Wurzelkanals bearbeitet wird. Ein Nachteil ist der höhere Verbrauch an Feilen, zur Aufbereitung des Wurzelkanals. Besonders deutlich wird dies beim LightSpeed<sup>®</sup> Instrumentarium. Dieses System verfügt über ein kurzes Arbeitsteil an allen Feilen. Es umfasst 25 Feilen und enthält Zwischengrößen, also Instrumente deren Spitze nicht der ISO Norm entspricht [[Cohen& Hargreaves 2006](#)]. Außerdem müssen die verschiedenen Instrumente bei der Crown Down Technik auf unterschiedliche Längen eingestellt werden. Daher wurden einige der neueren Systeme mit aggressiveren Schneiden ausgestattet. Von Herstellerseite aus wird die Anwendung der Single Length Technik, welche der konventionellen Technik (Kap. 2.3.1.1) entspricht, insbesondere für die nachfolgenden Systeme empfohlen: MTwo<sup>®</sup>, VDW München, RaCe<sup>®</sup>, FKG Dentaire La Chaux-de-Fonds Schweiz, Revo-s<sup>®</sup>, Micro Mega Besancon Frankreich, EasyShape<sup>®</sup>, Fa. Komet Lemgo Deutschland, GTSeriesX<sup>®</sup>, Dentsply Maillefer Ballaigues Schweiz. Bei den neueren Feilensystemen wird außerdem eine geringere Anzahl von Feilen benötigt. Bei MTwo<sup>®</sup> benötigt man 4 Instrumente um auf die Größe 25/.04 aufzubereiten. Bei Revo-s<sup>®</sup> sind nach Herstellerangaben nur drei Instrumente notwendig (ebenso bei Hero 642<sup>®</sup>, Hero Shaper<sup>®</sup>, Easy Shape<sup>®</sup>, System GT<sup>®</sup>, ProTaper<sup>®</sup> Universal etc.). Schon die Anwendung von zwei Feilen soll nach Herstellerangaben ausreichend sein, um bei einer einfachen Kanalanatomie mit dem GT Series X<sup>®</sup> System, einen Kanal aufbereiten zu können.

#### **2.3.4 Schallaktivierte maschinelle Aufbereitung**

Ultraschallsysteme zur Aufbereitung und Reinigung des Wurzelkanals erzeugen mittels mechanischer oder piezokeramischer Schwinger hochfrequente Schwingungen im Bereich von 25 bis 40 kHz. Diese werden auf ein

konventionelles Stahlinstrument geleitet und aktivieren es zu mechanischen Schwingungen. Der Hauptteil der Schwingungsenergie wird in Längsrichtung der eingespannten Feile frei. In seitlicher Richtung arbeiten genannte Ultraschallsysteme weniger effektiv [[Hülsmann 2001](#)]. Der Effekt von Ultraschallsystemen beruht gleichzeitig auf dieser mechanischen Bewegung und einer physikalischen Aktivierung der Spülflüssigkeit im Wurzelkanal. Hierbei werden die Flüssigkeitspartikel um die schwingende Feile in schnelle Bewegung versetzt, was die Effektivität der Spülflüssigkeit steigert. Leider ist der Substanzabtrag bei diesem Verfahren suboptimal und unkontrolliert, so dass die Artefaktbildung (Teardrop- oder Elbowformationen) teilweise größer als bei der Handaufbereitung ist. Das System sollte daher nur zur Unterstützung einer konventionellen Aufbereitung verwendet werden [[Tepel 2000](#)].

Schallvibrationssysteme arbeiten mit niedrigfrequent oszillierenden Feilen im Bereich von 1500-6000 Hz. Hierdurch werden größere Amplituden für die Schwingungen der Instrumente ermöglicht, wodurch ein besserer und präziserer Substanzabtrag gewährleistet ist. Aufgrund der niedrigeren Frequenz werden Schallvibrationssysteme in ihrer Arbeitssicherheit, vor allem mit Blick auf Frakturen, den Ultraschallgeräten als überlegen angesehen. Die Häufigkeit intraoperativer Komplikationen (Stufenbildung, Blockierung des Kanals, Verlust an Arbeitslänge, Überpressen von Debris) liegt bei diesen Systemen bedeutend niedriger [[Hülsmann 2001](#)].

Beide Verfahren sind allerdings nicht zur alleinigen Aufbereitung geeignet. Die Effizienz einer, die mechanische Aufbereitung begleitenden Spülung, kann durch die Verwendung solcher Systeme erheblich gesteigert werden. Somit haben diese Systeme hauptsächlich unterstützenden Charakter [[Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ 2005](#)].

## 2.4 Methodik bisheriger Untersuchungen zu neuen, permanent rotierenden NiTi-Feilensystemen

Seit Wurzelkanalinstrumente aus Nickel-Titan-Legierungen für die maschinelle Aufbereitung ihren Weg in die zahnärztliche Praxis gefunden haben, wurden Studien zur Evaluierung ihrer Eigenschaften durchgeführt. Grundsätzlich werden die gleichen Fragen behandelt, wie schon bei den Studien der konventionellen Wurzelkanalinstrumente: die Analysen erstrecken sich auf die Begradigung der präparierten Kanäle [Esposito et al. 1995], die Verlagerung der Kanalmitte [Tharuni et al. 1996; Short et al. 1996] und die Arbeitssicherheit (Bruchneigung, Längenverlust, Perforation) [Hülsmann 2002b]. In der Übersichtsarbeit von Hülsmann werden auch Studien genannt, welche sich mit der Reinigungswirkung der einzelnen, maschinell betriebenen Feilen beschäftigen. Hülsmann weist außerdem auf die Vorteile der Verwendung eines drehmomentbegrenzten Antriebes bei der Verwendung von NiTi-Feilen hin. Als Vorteil der vollrotierenden, maschinellen Aufbereitung wird ein Zeitgewinn beschrieben. Einige Untersuchungen beschäftigen sich mit diesem Aspekt und zeichnen die Aufbereitungsdauer auf. Allerdings beschränkt man sich, darauf zu verweisen, dass die Dauer wesentlich von der Anzahl der zu verwendenden Instrumente und damit vom jeweiligen System abhängt [Gressmann 2001]. Im Gegensatz zu konventionellen Systemen ist der Zeitgewinn bei der maschinellen Aufbereitung allerdings unbestritten.

Die Untersuchungen vergleichen entweder die verschiedenen maschinellen Systeme untereinander oder die maschinelle Aufbereitung wird in Beziehung zur konventionellen Handaufbereitung (entweder mit Stahl- oder mit Nickel-Titan-Handinstrumenten) gesetzt [Hülsmann 2002b].

Unterschiede bestehen in den Methoden, mit denen die Feileneigenschaften untersucht werden. Die Instrumenteneigenschaften werden unter anderem bei der Aufbereitung natürlicher Zähne, die naturgemäß unterschiedliche Krümmungsradien der Wurzeln aufweisen, untersucht [Chen et al. 2002]. In dieser Studie werden Silikonabformungen der Wurzelkanäle vor und nach der Aufbereitung untersucht, um Informationen über die Auswirkungen der

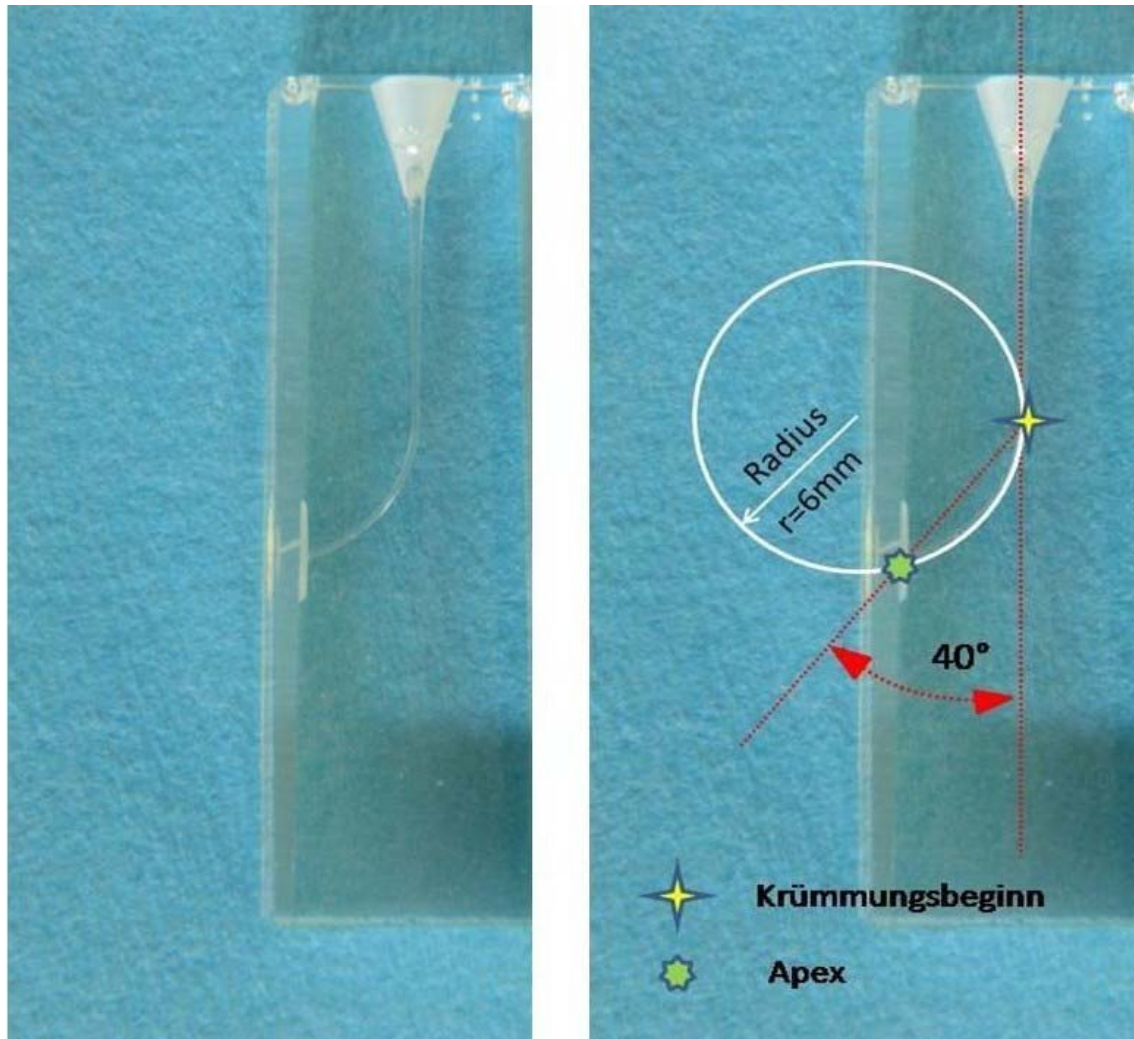
Aufbereitung auf die Kanalmorphologie zu erhalten. Eine aktuelle Methode, um Veränderungen der Kanalmorphologie sichtbar zu machen, ist die dreidimensionale Vermessung der Wurzelkanäle mittels Mikro-Computertomographie [[Bergmans et al. 2001](#), [Hübscher et al. 2003](#)]. Um Aussagen zur Frakturanfälligkeit eines Feilentyps zu erhalten, werden auch Prüfkörper aus Edelstahl verwendet, wobei die Feilen in einem künstlichen Kanal aus Stahl rotieren. Aufgezeichnet wird hierbei entweder die Anzahl der Rotationen bis zur Fakturierung des Instrumentes oder die bis dahin verbrauchte Zeit [[Yao et al. 2006](#), [Grande et al. 2006](#), [Lopes et al. 2007](#), [Inan et al. 2007](#), [Johnson 2008](#)]. Neben natürlichen Zähnen und Stahlprüfkörper werden auch Prüfkörper aus Kunststoff verwendet.

#### **2.4.1 Kunststoff-Prüfkörper in bisherigen in-vitro Untersuchungen**

Speziell die zur Form einer erzielten Wurzelkanalaufbereitung durchgeführten Studien werden, außer am natürlichen Zahn, vorzugsweise an transparenten Kunststoffblöcken vorgenommen. Dies ermöglicht eine Standardisierung des Ausgangskanals. Hierdurch lassen sich durch die Aufbereitungsart wertvolle Daten über Formveränderungen gewinnen. Eine Übertragung der, durch Verwendung simulierter Kanäle, ermittelten Ergebnisse auf natürliche Zähne, wurde bei der Formgebung mehrfach nachgewiesen [[Hülsmann 2002b](#)]. Die Transparenz ermöglicht es vor allem, morphologische Veränderungen im apikalen Bereich zu erkennen [[Weine 1976](#)].

Bei Studien, welche sich mit der Evaluierung der Bruchrate in Verbindung mit einem speziellen Krümmungsradius des Kanals beschäftigen, ist der bei Prüfkörpern spezifisch vorausbestimmbare Krümmungsradius entscheidend. Dies unabhängig davon, ob dieser aus Kunststoff [[Sonntag et al. 2005](#); [Stoll et al. 2003](#)], oder aus Stahl besteht [[Beer et al. 2004](#), [Ullman et al. 2005](#)]. Der Krümmungsradius wird oft nach der Messmethode von Schneider (1971) angegeben.





**Abb. 2.18:** Links: Transparenter Kunststoffprüfkörper aus Epoxidharz vor der Bearbeitung. Rechts: Der Winkel nach Schneider [Schneider 1971] beträgt 40°. Der Krümmungsradius nach Pruett [Pruett et al. 1997] beträgt 6 mm. Bildquelle: M. Acker.

Dabei wird eine Gerade in das Röntgenbild oder bei transparenten Prüfkörpern in die Fotografie eingezeichnet, welche der Längsachse des Zahnes entspricht. Eine zweite Gerade verläuft vom apikalen Foramen bis zu dem Punkt, an dem der Wurzelkanal die Längsachse des Zahnes verlässt. Der von beiden Geraden gebildete Schnittpunkt entspricht dem Scheitelpunkt des Winkels der primären Kanalkrümmung [Klimm 2003]. Ein Winkel von 25° bis 70° entspricht (nach Definition von Schneider) einer starken Wurzelkanalkrümmung (Abb. 2.18) [Schneider 1971]. In einer Studie aus dem Jahr 2002 wurden 1163 Wurzelkanäle extrahierter Molaren auf ihre Krümmung hin untersucht [Schäfer



[et al. 2002](#)]. Hierbei wiesen 84% der Kanäle eine Krümmung auf, wovon bei nur 9% eine Kanalkrümmung von über 35° festgestellt wurde. Der in dieser Studie verwendete Kunststoffprüfkörper (Abb. 2.18) fällt also mit 40° in diese Gruppe. Studien zur Reinigungswirkung sind allerdings nicht mit Kunststoffprüfkörpern durchführbar. Dies ist einerseits auf mangelnde Vergleichbarkeit der abgefeilten Späne, andererseits auch auf eine, wegen der Komplexität des Wurzelkanallumens, nur unzureichende Darstellung der unterschiedlichen Mikrohärtigkeit von Dentin und Kunststoff zurückzuführen. Kunststoffspäne sind zudem durch Spülung schlechter zu entfernen und verblocken leichter die Apikalregion [[Hülsmann 2002b](#)].

Ein weiterer Nachteil künstlicher Wurzelkanäle ist die durch rotierende Feilen im Kanal erzeugte Reibungswärme, die den Kunststoff lokal erwärmt und zur Entstehung von Drehmoment-Belastungsspitzen führen kann [[Kum et al. 2000](#); [Sonntag et al. 2005](#); [Oitzinger 2008](#)].

## 2.5 Bisherige Ergebnisse zur Fragestellung

Hier soll die Evaluation eines Nickel-Titan Systems mit reduziertem Instrumentensatz behandelt werden. Untersucht werden Prototypen der Varianten des MFile® Systems. In zwei Studien wurde das MFile® System untersucht, [[Stoll et al. 2003](#), [von Abendroth 2008](#)] und mit dem eingeführten System Flexmaster® verglichen.

Obwohl Stoll zu dem Schluß kommt, das sich die Bruchneigung der beiden Systeme nicht signifikant unterscheidet, spricht von Abendroth bei der Anwendung des MFile® Systems von einer 20%-igen Bruchrate. Er empfiehlt daher die Anwendung der kleineren MFile® Instrumente als Einmalinstrument.

Gemäß den Herstellerangaben wurden in der Untersuchung allerdings die Flexmaster® Instrumente mit einer Feilensequenz von acht Instrumenten verwendet.

Stoll konnte jedoch bei der Aufbereitung von Übungsblöcken keine statistischen Unterschiede feststellen. Bei der Aufbereitung von humanen Molaren traten, mit einer Ausnahme, keine morphologischen Veränderungen der Kanalwand auf.

Diese Ausnahme ist aber mit zwei konfluierenden Kanälen erklärbar. In der Arbeit der Gruppe von Abendroth wurde ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) hinsichtlich der Ledge Bildung, zu Lasten der MFile<sup>®</sup> festgestellt.

Entwicklungsbegleitende Studien werden von der Dentalindustrie offenbar nicht veröffentlicht. So lässt sich beispielsweise bei der Online Suche in der „Medline“ keine „Prototyp“ Studie finden. Es existiert eine Promotion aus dem Jahr 2002 [Beier 2002], in welcher zwei Prototypen der Vereinigten Dentalwerke untersucht werden. Einer der beiden Prototypen wurde hier mit einer gebürsteten Oberfläche versehen. Bei der Analyse der Ergebnisse zeigte sich bei den Prototypen mit erhöhter Schneiden-Effektivität eine deutlich größere Frakturnrate. Zip- Effekte traten in dieser Studie dreimal so häufig auf, wie bei einem Instrument ohne gebürstete Oberfläche. Den Querschnittsdarstellungen nach zu urteilen handelt es sich bei den untersuchten Instrumenten um Prototypen des Flexmaster<sup>®</sup> Systems.

### 3 Fragestellung

Es soll ein maschinelles Wurzelkanalaufbereitungssystem bewertet werden, mit dem es möglich ist, einen Wurzelkanal mit nur drei Feilen aufzubereiten.

Die neu entwickelten Feilen sollen untereinander und mit einem eingeführten System verglichen werden.

#### 3.1 Prototypen

##### 3.1.1 Design Merkmale der Prototyp Feilen

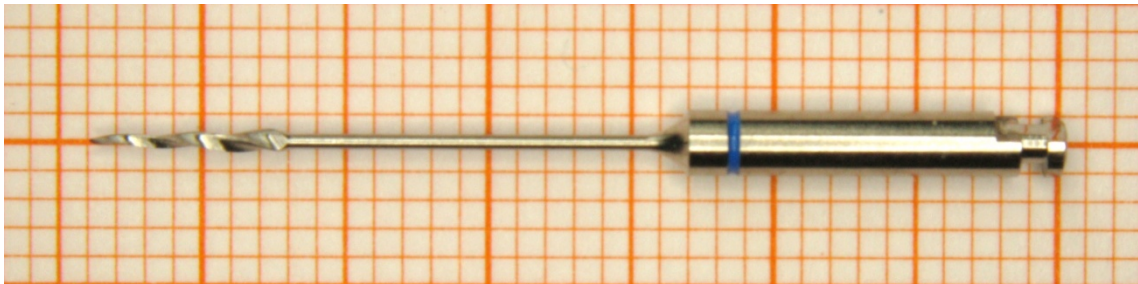
	Feile A	Feile B	Feile C1	Feile C2	Feile C3
Instrumentenlänge	34,5mm	37mm	40mm	40mm	40mm
Arbeitsteillänge	6,5mm	4,5mm	3,5mm	4mm	4,5mm
Konizität	6°	2°	2°	2°	2°
Ganghöhe	konstant	von ant. nach post. >	konstant	von ant. nach post.>	leicht ansteigend
Querschnitt	Dreischneid., u-förmig	Dreischneid., u-förmig	Dreischneid., u-förmig	Dreischneid., u-förmig	Quadratisch
„Radial lands“	+ -	+	+	+	+
Schneidewinkel	-26°	-15°	-26°	-26°	-45°
Schneidekantenwinkel	~15°	~25° im Bereich der Spitze, bis ~13° im post. Bereich	~12°	~30° im Bereich der Spitze, bis ~15° im post. Bereich	~15°
Spitzengestaltung	abgeflacht	„Non-cutting-tip“	„Non-cutting-tip“	Nicht abgerundet	„Non-cutting-tip“

Tab. 1: Design Merkmale der Prototyp Feilen.

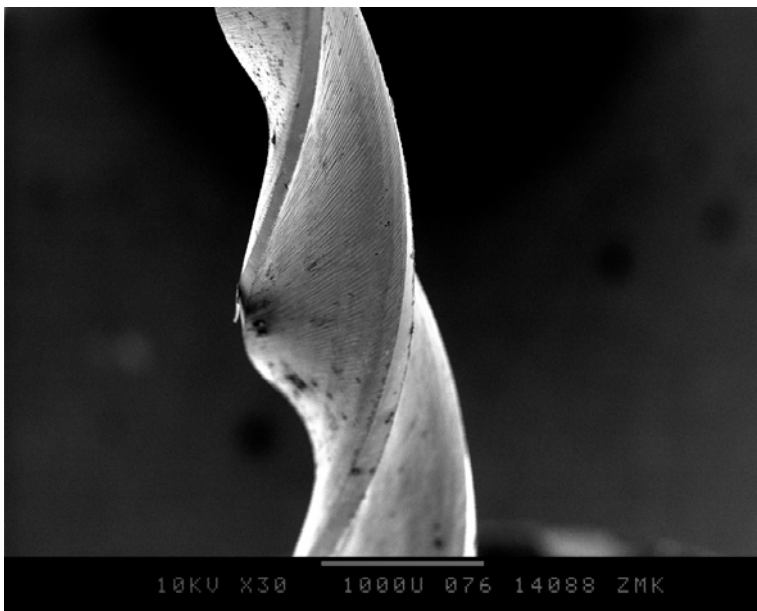
### 3.1.2 Prototyp Feile A

Das Instrument A ist 34,5 mm lang. Der Arbeitsteil ist 6,5 mm lang. Die Konizität des Arbeitsteils beträgt 6°. Die Ganghöhe der Schneidenwindungen ist innerhalb des Arbeitsteils konstant. Die Schneiden sind mit „radial lands“ versehen (Abb 3.2).

Das Instrument ist mit einer abgeflachten Arbeitsspitze versehen. Allerdings sind die Übergänge zu den Schneiden nicht abgerundet (Abb 3.3). Das Instrument weist einen dreischneidigen, U- förmigen Querschnitt mit großen Spanräumen auf. Der Schneidewinkel ist mit ca. -26° negativ (Abb 3.4).



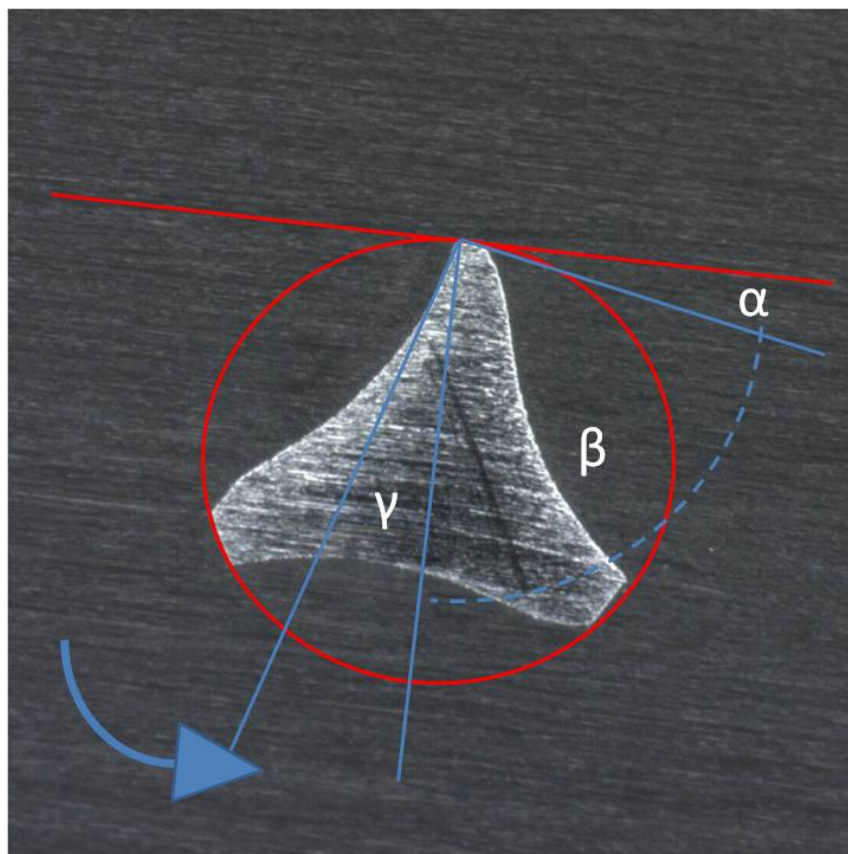
**Abb. 3.1:**                   Übersichtsaufnahme der Prototyp Feile A. Bildquelle: M.Acker.



**Abb. 3.2:**                   Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Prototyp Feile #1. Bildquelle: M.Acker.



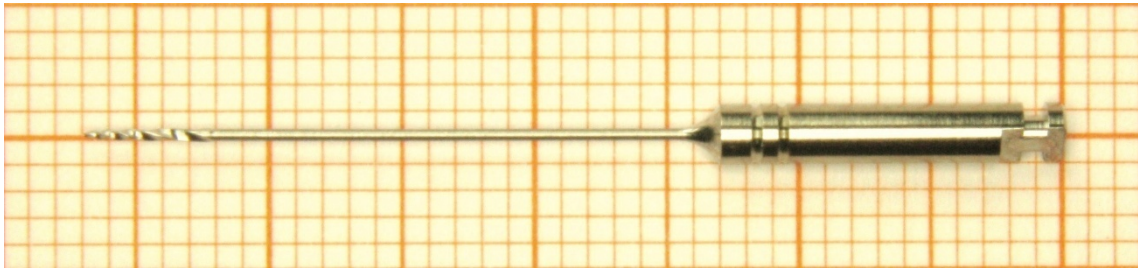
**Abb 3.3:** Fotoaufnahme der Prototyp Feile A (36-fache Vergrößerung). Bildquelle: M.Acker.



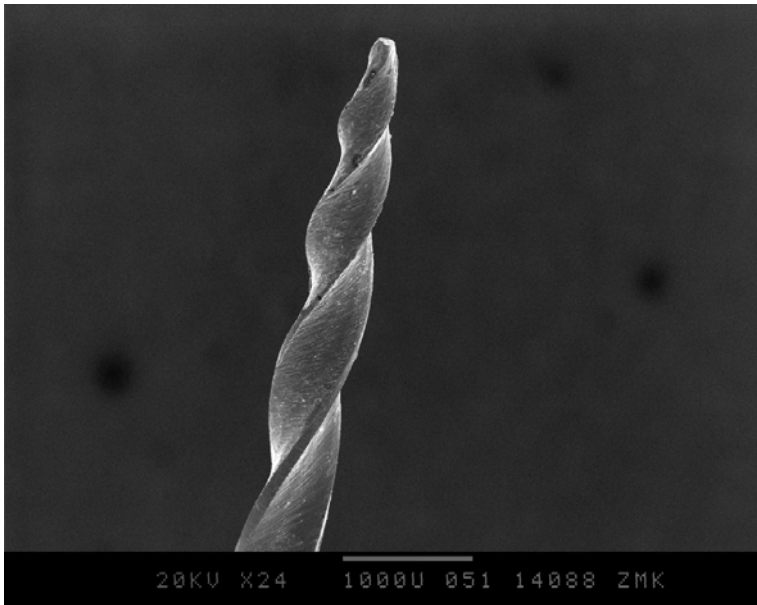
**Abb 3.4:** Schliffaufnahme der Prototypfeile A. Der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $13^\circ$ , der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $103^\circ$  und der Schneide- oder Spanwinkel  $-26^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.

### 3.1.3 Prototyp Feile B

Der Prototyp B ist 37 mm lang. Der Arbeitsteil ist 4,5 mm lang. Die Ganghöhe der Schneidenwindungen nimmt von anterior nach posterior zu (Abb 3.7). Das Instrument ist im posterioren Anteil mit „radial lands“ versehen (Abb 3.6 und 3.7). Die Arbeitsspitze ist abgeflacht und im Sinne einer „non cutting tip“ gestaltet. Der Übergang zwischen Schneiden und Spitze ist also abgeflacht. Das Instrument weist einen dreischneidigen, U-förmigen Querschnitt mit großen Spanräumen auf. Der Scheidewinkel ist mit  $-15^\circ$  negativ (Abb 3.8).

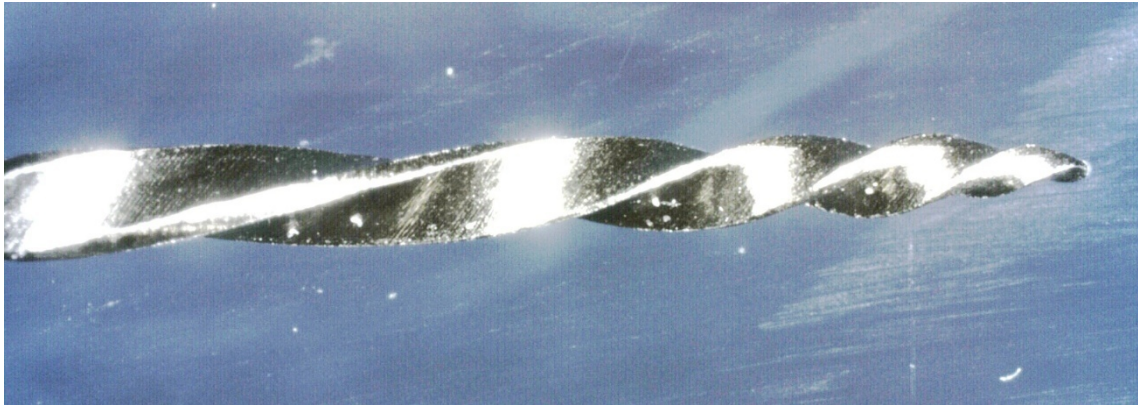


**Abb 3.5:** Übersichtsaufnahme der Prototyp Feile B. Bildquelle: M.Acker.

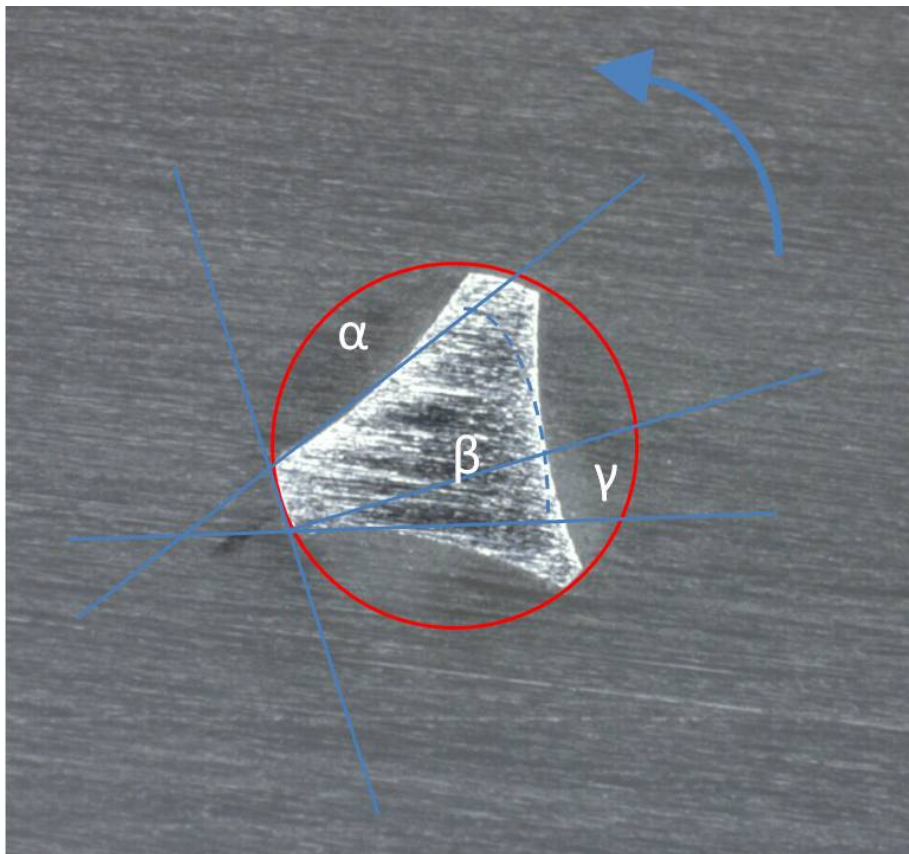


**Abb 3.6:** Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Prototypfeile B. Bildquelle: M.Acker.





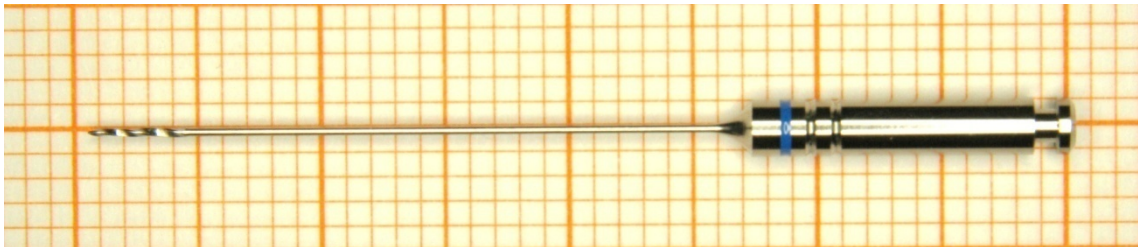
**Abb 3.7:** Fotoaufnahme der Prototypfeile B (22- fache Vergrößerung). Bildquelle: M.Acker.



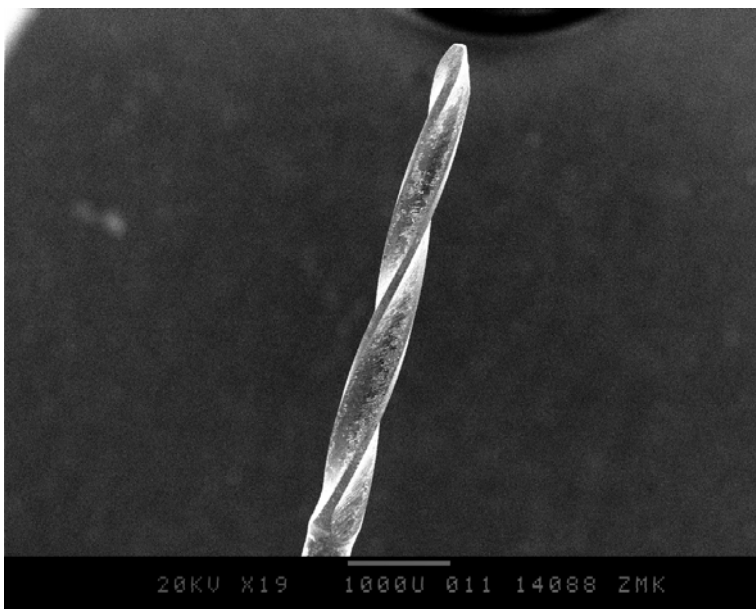
**Abb 3.8:** Schliffaufnahme der Prototypfeile B. Der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $70^\circ$  der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $35^\circ$  und der Span- oder Schneidewinkel beträgt  $-15^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.

### 3.1.4 Prototyp Feile C1

Das Prototyp Instrument C1 ist 40 mm lang. Der Arbeitsteil ist 3,5mm lang. Die Konizität des Arbeitsteils beträgt 2°. Die Ganghöhe ist innerhalb des Instrumentes konstant. Die Schneiden sind mit deutlichen „radial lands“ versehen. Das Instrument ist mit einer abgeflachten Arbeitsspitze versehen. Die Übergänge zu den Schneiden sind abgerundet. (Abb 3.10 und 3.11). Das Instrument C1 weist einen dreischneidigen, U- förmigen Querschnitt mit großen Spanräumen auf. Der Schneidewinkel beträgt  $-26^\circ$  (Abb 3.12). Der Schneidkantenwinkel beträgt etwa  $12^\circ$ .

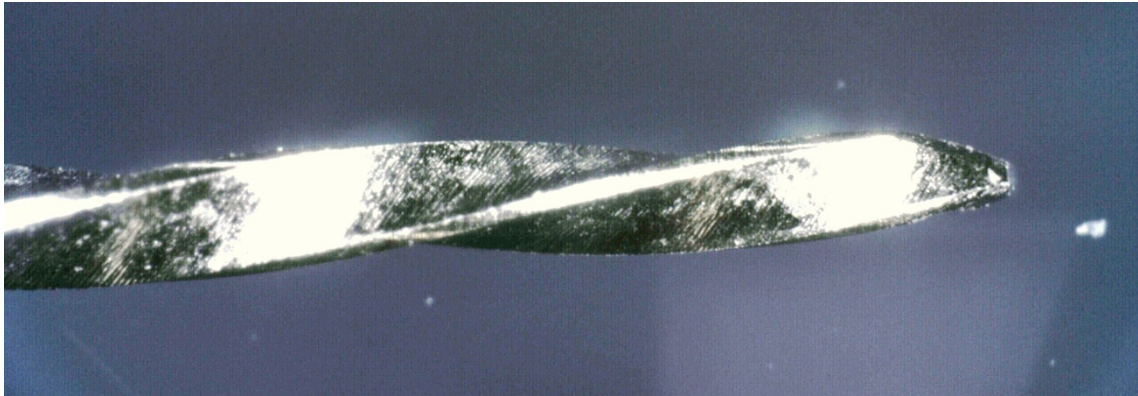


**Abb 3.9:** Übersichtsaufnahme der Prototyp Feile C1. Bildquelle: M.Acker.

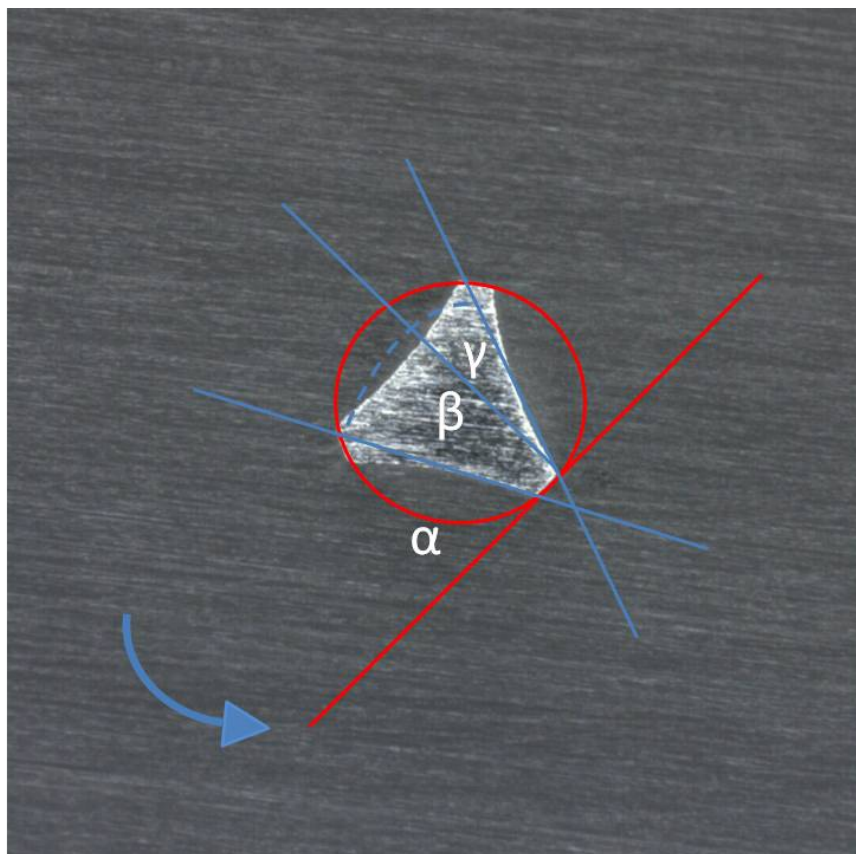


**Abb 3.10:** Raster Elektronenmikroskopische Aufnahme der Prototyp Feile C1. Bildquelle: M.Acker.





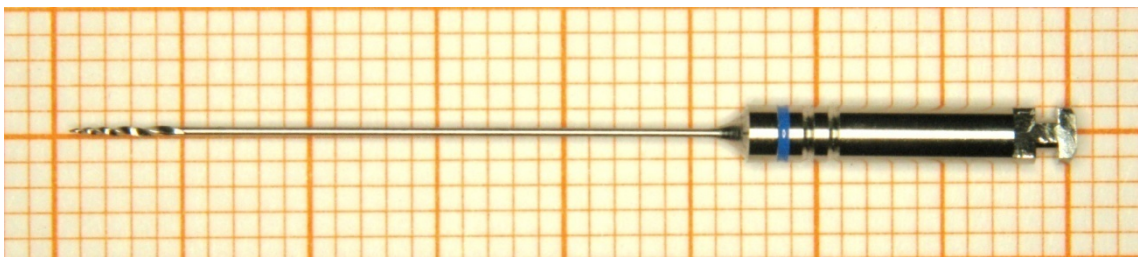
**Abb 3.11:** Fotoaufnahme der Prototyp Feile C1 (36-fache Vergrößerung). Bildquelle: M.Acker.



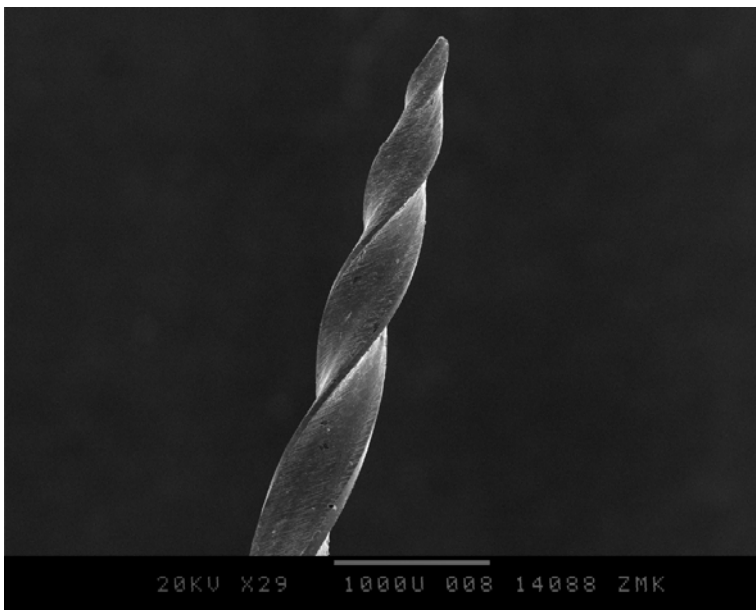
**Abb. 3.12:** Schliffaufnahme der Prototypfeile C1 mit eingezeichneten Winkeln. Der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $70^\circ$ , der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $46^\circ$  und der Spanwinkel  $\gamma$  beträgt  $-26^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.

### 3.1.5 Prototyp Feile C2

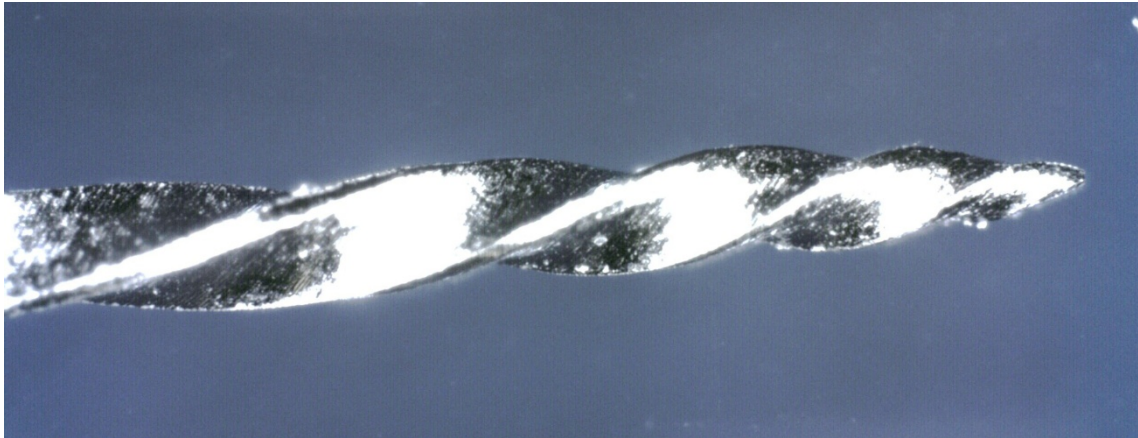
Die Prototyp Feile C2 ist 40 mm lang. Der Arbeitsteil ist 4 mm lang. Die Konizität des Arbeitsteils beträgt 2°. Die Ganghöhe der Schneidewindungen nimmt von anterior nach posterior zu. Die Wendelungszahl ist gegenüber C1 erhöht (Abb. 3.13). Im posterioren Arbeitsteil ist das Instrument mit „radial lands“ versehen. Die Arbeitsspitze ist nicht abgeflacht. Die Schneiden reichen bis zur Instrumentenspitze (Abb. 3.14 und 3.15). Das Instrument C2 weist einen dreischneidigen, U- förmigen Querschnitt mit großen Spanräumen auf. Der Schneidewinkel ist mit  $-26^\circ$  negativ (Abb 3.16). Der Schneidekantenwinkel variiert innerhalb des Instrumentes im Bereich der Spitze beträgt er ca.  $30^\circ$ , im Übergangsbereich zum Schaft beträgt er ca.  $15^\circ$ .



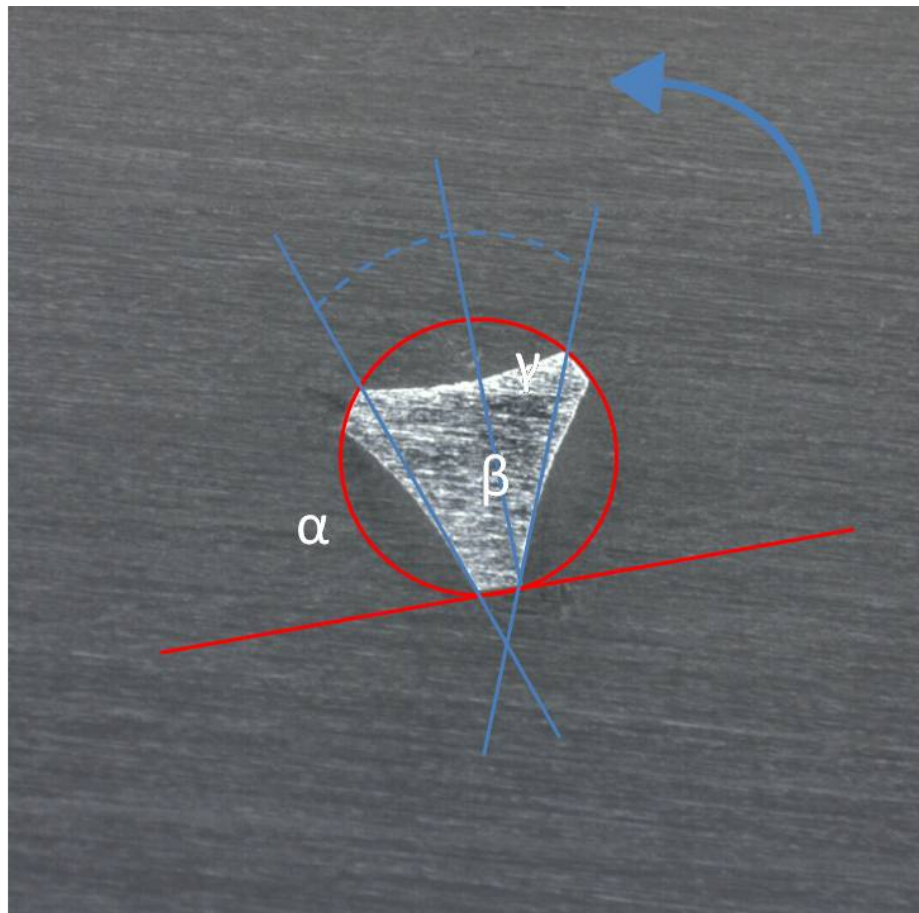
**Abb 3.13:**           Übersichtsaufnahme der Prototyp Feile C2. Bildquelle: M.Acker.



**Abb. 3.14:**           Raster Elektronenmikroskopische Aufnahme der Prototyp Feile C2. Bildquelle: M.Acker.



**Abb. 3.15:** Fotoaufnahme der Prototyp Feile C2 (36-fache Vergrößerung). Bildquelle: M.Acker.



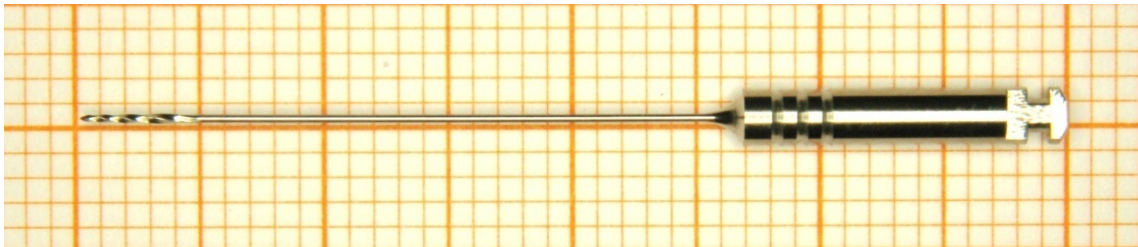
**Abb 3.16:** Schliffaufnahme der Prototypfeile C2. mit eingezeichneten Winkeln. Der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $70^\circ$ , der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $46^\circ$  und der Spanwinkel  $\psi$  beträgt  $26^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.



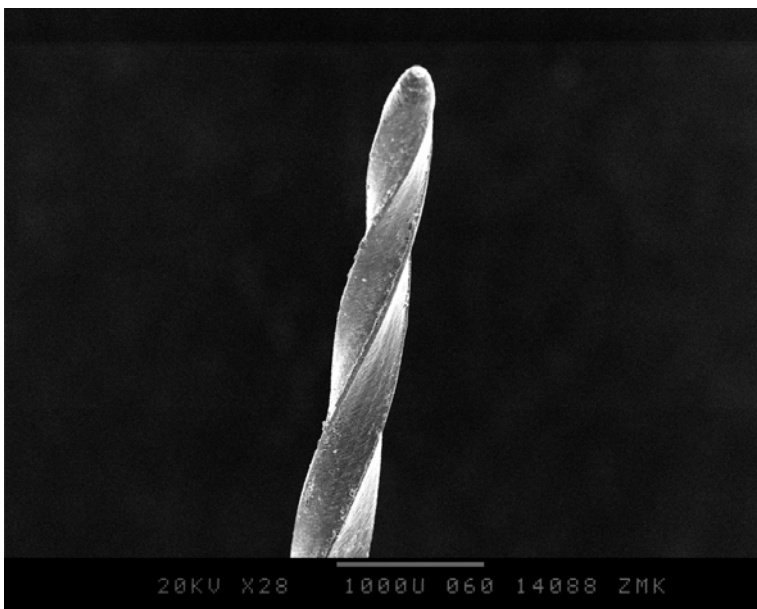
### 3.1.6 Prototyp Feile C3

Das Instrument C3 ist 40 mm lang. Der Arbeitsteil ist 4,5 mm lang. Die Konizität beträgt 2%. Die Ganghöhe der Schneidenwindungen ist innerhalb des Arbeitsteils leicht, von der Spitze zum Schaft, ansteigend (Abb. 3.17). Die Spitze ist im Sinne einer Batt-Spitze gestaltet. Die Schneiden sind mit dezenten „radial lands“ versehen (Abb. 3.18 und 3.19).

Das Instrument weist im Gegensatz zu den Prototypen C1 und C2 einen vierschneidigen Querschnitt auf. Die Spanräume sind klein, die Kernmasse dafür groß. Der Schneidewinkel ist mit  $-45^\circ$  negativer als bei den Feilen C1 und C2 (Abb.: 3.20). Der Schneidkantenwinkel beträgt ca.  $15^\circ$ .



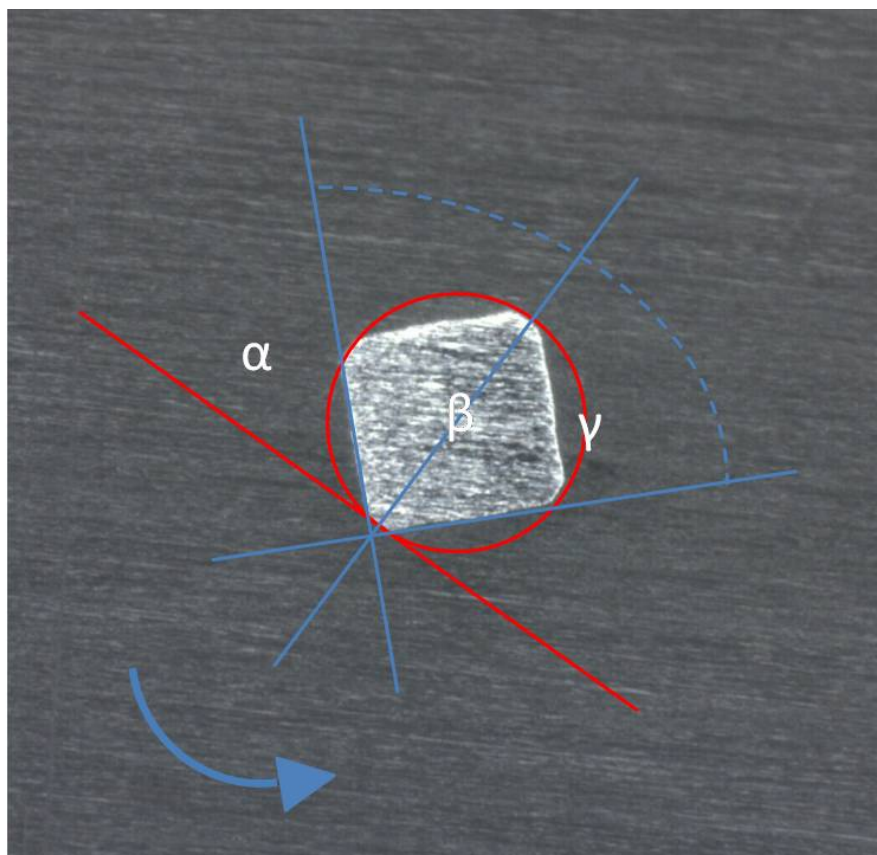
**Abb. 3.17:** Übersichtsaufnahme der Prototyp Feile C3. Bildquelle: M.Acker.



**Abb 3.18:** Raster Elektronenmikroskopische Aufnahme der Prototyp Feile C3. Bildquelle: M.Acker.



**Abb. 3.19:** Fotoaufnahme der Prototyp Feile C3 (36-fache Vergrößerung). Bildquelle: M.Acker.



**Abb. 3.20:** Schliffaufnahme der Prototypfeile C3 mit eingezeichneten Winkeln. Der Freiwinkel  $\alpha$  beträgt  $45^\circ$ , der Keilwinkel  $\beta$  beträgt  $90^\circ$  und der Schneide- oder Spanwinkel beträgt  $-45^\circ$ . Bildquelle: M.Acker.

## 4 Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden in-vitro Arbeit ist die entwicklungsbegleitende Evaluierung von Prototypen (rotierende Nickel-Titan-Feilen) für die Wurzelkanalbehandlung. Zu diesem Zweck werden Kunststoffprüfkörper welche einen artifiziellen Wurzelkanal enthalten, mit den Prototypfeilen aufbereitet. Anschließend wird die Bruchhäufigkeit und die Ausbildung von morphologischen Artefakten an der Wurzelkanalwand bestimmt. Als Kontrollgruppe werden die gleichen Prüfkörper aus Kunststoff mit Feilen des eingeführten Aufbereitungssystems Flexmaster<sup>®</sup> aufbereitet. Auch diese Epoxidharzblöcke werden untersucht.

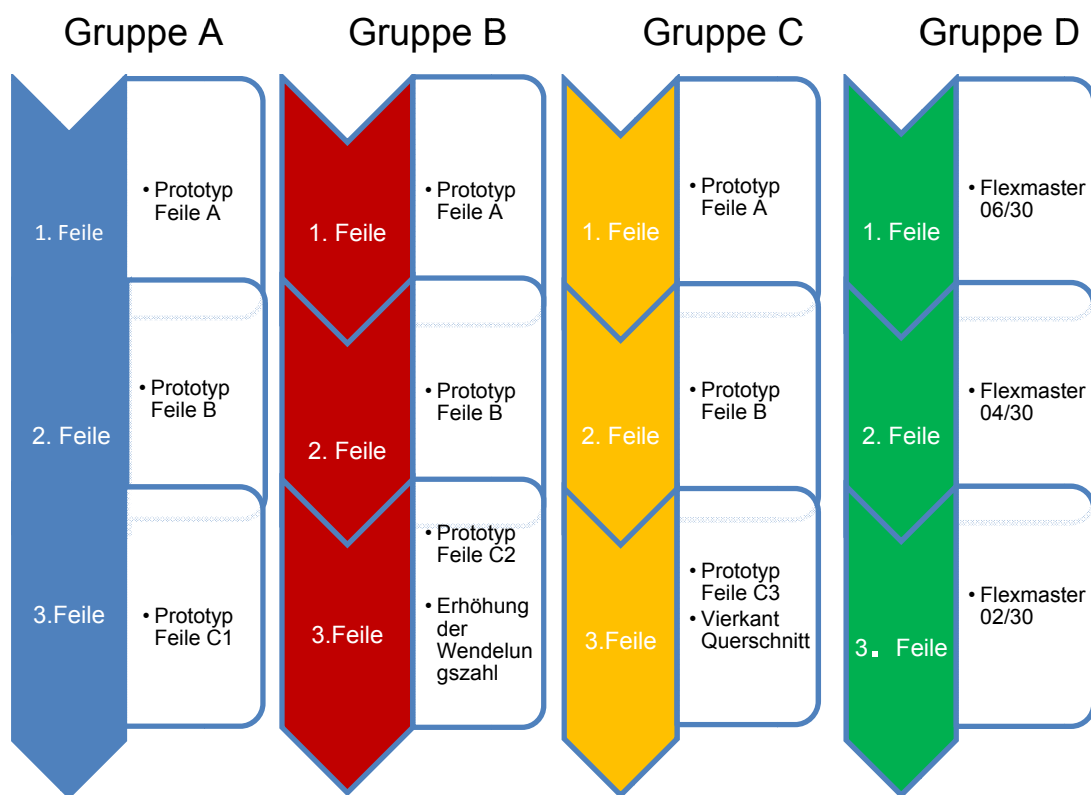
1. Es soll durch mehrmaliges Verwenden jeder Feile eine Aussage über die Frakturhäufigkeit gemacht werden.
2. Unterschiede hinsichtlich der Bruchhäufigkeit bei Verwendung eines Drei- beziehungsweise Vierkantprofils bei den Prototypen (mit leichter Erhöhung der Wendelungszahl) bei der finalen Feile sollen aufgezeigt werden.
3. Die Prototypfeilen sollen mit einem eingeführten System hinsichtlich der Bruchhäufigkeit verglichen werden.
4. Die morphologischen Parameter der bearbeiteten Kunstharzblöcke sollen qualitativ beurteilt werden.

## 5 Materialien und Methoden

### 5.1 Übersicht und Einteilung der Versuchsgruppen

n=15 Probanden

Jeder Proband arbeitet mindestens 28 Übungsblöcke auf. Dabei sind 7 Blöcke je Gruppe aufzubereiten. Frakturiert ein Instrument, beginnt er in dieser Gruppe mit einer neuen Feilensequenz



Die Übungsblöcke werden qualitativ auf Häufigkeit und Intensität morphologischer Parameter untersucht. Nicht frakturierte Instrumente werden statistisch erfasst.

Statistisch verglichen wird die Gruppe A gegen Gruppe C, Gruppe B gegen Gruppe C sowie Gruppe C gegen Gruppe D

**Abb. 5.1:** Versuchsdesign: Ablaufplan von Probenherstellung bis zur Auswertung

## 5.2 Übersicht und Einteilung der Versuchsgruppen

Für den Versuch wurden vier Gruppen gebildet. Die Probanden, welche die Kunststoffblöcke aufbereiten sollten, waren in jeder Gruppe vertreten. Die Probanden erhielten vor Beginn des Versuches jeweils 28 Kunststoffprüfkörper, wobei jeweils sieben Epoxidharzblöcken zu einer Gruppe zusammengefasst wurden. Die Prüfkörper wurden mit einem wasserfesten Stift beschriftet. Auf jedem Block standen die Probandennummer und eine Zahl von eins bis sieben die der Reihenfolge der Aufbereitung folgte (Abb. 5.3). Die Blöcke befanden sich in handelsüblichen Druckverschlussbeuteln mit Beschriftungsfeldern. Von diesen Beuteln waren jeweils sieben zusammen geheftet und analog zu den den Kunststoffprüfkörpern beschriftet. Anschließend wurden an die Probanden die Instrumente ausgegeben. Auch diese befanden sich in Druckverschlussbeuteln die entsprechend ihres Inhaltes beschriftet waren (Gruppe A, B, C oder D). Diese wurden an die Beutel mit den dazugehörenden Prüfkörpern geheftet. Außerdem wurden Ersatzfeilen und Ersatzprüfkörper in Beuteln bereitgestellt und falls ein Instrumentenbruch auftrat dem Probanden, entsprechend beschriftet, vom Versuchsleiter ausgehändigt. Bei Gruppe A befanden sich im Instrumentenbeutel der Prototyp A, sowie B und C1. Die Beutel der Gruppen B und C enthielten ebenfalls das Prototyp-Instrument A und B allerdings enthielten die Beutel der Gruppe B das finale Instrument C2 und die Gruppe C entsprechend dem Instrument C3. In den Beuteln der Gruppe D befanden sich die Flexmaster® Instrumente #1, #2 und #3.

Das Instrument A wurde in jeweils 7 Kunststoffblöcken nacheinander angewendet. Anschließend wurden die Blöcke mit Instrument B bearbeitet. Erst der Prototyp C unterschied sich. Jeder Proband bearbeitete mindestens 7 Blöcke mit dem Prototypen C1, C2 und C3. Wobei fünf Probanden zuerst mit dem Prototyp C1, fünf weitere mit C2, und schließlich die übrigen fünf Probanden mit dem Prototyp C3 begannen. In der vierten Gruppe (Gruppe D) wurden die Kunststoffblöcke mit Flexmaster® Instrumenten bearbeitet. Alle drei Flexmaster® Instrumente hatten die Größe Iso 30. Sie unterschieden sich nur in ihrer Konizität. Sie wurden in abnehmender Konizität verwendet. Das erste



Instrument hatte den Taper .06, das zweite den Taper .04 und das finale Instrument Taper .02.

Falls ein Instrument brach wurde es mit dem jeweiligen Kunststoffblöcken entfernt, um später untersucht zu werden. Ein neuer Block und ein neues Instrument wurden ausgegeben und eine neue Sequenz aufbereitet.

### **5.2.1 Auswahl der Probanden**

Für die Durchführung der Versuche wurden n=15 fortgeschrittene Studenten der Zahnmedizin und Jungzahnärzte mit ein bis zwei Jahren Berufserfahrung ausgewählt. Alle Probanden verfügten über Erfahrung mit Handinstrumenten und rotierenden Nickel-Titan-Aufbereitungssystemen.

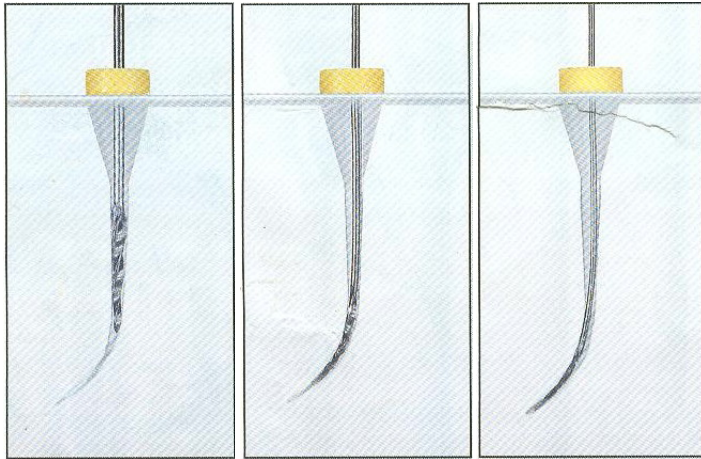
### **5.2.2 Instruktion zum Aufbereitungsablauf**

Alle Probanden erhielten eine Einführung im Umgang mit rotierenden Systemen. Bevor der eigentliche Versuch begann, wurde von jedem (zu Übungszwecken) ein Kunststoffprüfkörper aufbereitet. Dazu wurde ein Druckverschlussbeutel mit einem Prüfkörper und einem Prototypen Instrumentensatz ausgegeben die nicht für die Untersuchung verwandt wurden. Jeder Block wurde vor der Aufbereitung mit konventionellem Handinstrument Iso 15 auf Gangbarkeit überprüft. Die Teilnehmer an dem Versuch wurden angewiesen, den jeweiligen Kanalabschnitt in einem Zug aufzubereiten und übertrieben lange Bearbeitungszeiten zu vermeiden. Anschließend erfolgte die Aufbereitung in den vier Gruppen wie oben beschrieben.

#### **5.2.2.1 Aufbereitung in Crown down Technik**

Die Aufbereitung des künstlichen Wurzelkanals erfolgte in Crown-down Technik. Zunächst wurde das koronale Kanaldrittel mit Prototyp A, anschließend das mittlere (Prototyp B) und schließlich das apikale Drittel (Prototypen C1, C2, C3) bis 1 mm vor der apikalen Öffnung bearbeitet. Bei der Versuchsgruppe D wurden die Profile<sup>®</sup>-Instrumente analog eingesetzt. Das erste Instrument bearbeitete das obere Drittel. Das zweite Instrument wurde bis

etwa 3 mm vor den Apex geschoben und die abschließende Feile wurde bis zur Aufbereitungslänge (18mm) vorgeschoben.



**Abbildung 5.2:** Prototyp A, B und C im Kunststoffprüfkörper. Bildquelle: Produktinformation Fa Komet, Gebr. Brasseler.

#### 5.2.2.2 Chemische Aufbereitungshilfen

Wie am natürlichen Zahn werden Spüllösungen und ein Gleitmittel verwendet, über deren Handhabung die Probanden informiert wurden. Zum einen wurde ein EDTA haltiges Gleitmittel (File-Eze<sup>®</sup>) in allen vier Gruppen zusammen mit dem jeweiligen rotierenden Instrument verwendet. Zum anderen wurde nach jedem Instrument der Kanal mit 1,5ml Natriumhypochlorid gespült, um die entstandenen Späne zu entfernen.

#### 5.2.3 Kunststoffprüfkörper

Als standardisierte Prüfkörper wurden Epoxidharzblöcke der Firma VDW (München) verwendet (Abb. 2.18). Diese weisen eine Länge des artifiziiellen Kanals von 19 mm auf. Der Krümmungsradius nach Schneider(1971) liegt bei 40°.

#### 5.2.4 Antrieb

Beide rotierenden Feilensysteme wurden mit einem drehmomentkontrollierten Motor angetrieben. Verwendet wurde für alle vier Gruppen der S.E.T.-EndoStepper (S.E.T. Olching D) mit den herstelllerspezifischen Laufparametern.

## 5.3 Feilensysteme

### 5.3.1 Prototypen

Verwendet wurden für die Untersuchung die in der Fragestellung vorgestellten Prototypen aus Nickel Titan. Nach Aufbereitung des Prüfkörpers mit den Feilen A und B wurde das apikale Drittel bei Gruppe A mit dem Prototypen C1, in Gruppe B und C entsprechend mit den Prototypen C2 bzw. C3 bearbeitet. Verglichen wurden die Anwendungsergebnisse mit den anschließend vorgestellten Flexmaster<sup>®</sup> Instrumenten.

### 5.3.2 Flexmaster<sup>®</sup>-Instrumente

#### 5.3.2.1 Feile #1 (06.30)

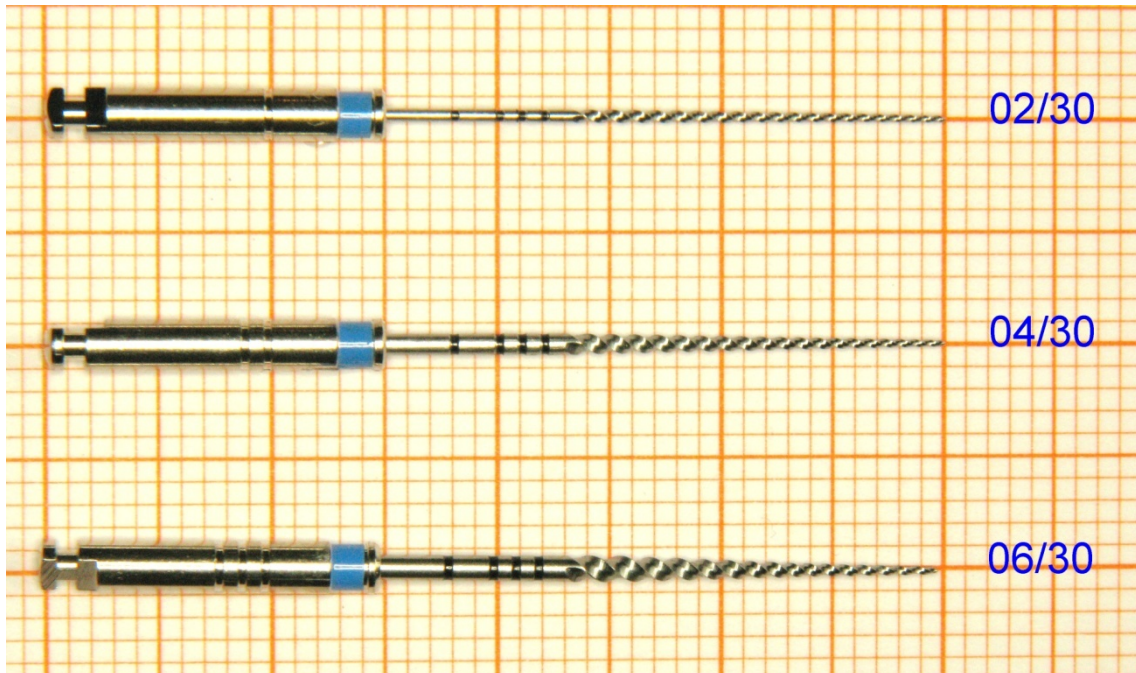
Die Flexmaster<sup>®</sup>-Feile 06.30 (Abb. 5.3 unterste Feile) weist eine nichtschneidende, abgerundete Arbeitsspitze auf (Battspitze). Der Arbeitsteil ist 16 mm lang. Das Instrument verfügt über einen dreischneidigen, konvexen Querschnitt (Abb. 2.12). Das Instrument besitzt einen negativen Spanwinkel von  $-55^\circ$ . Die Ganghöhe innerhalb des Instrumentes ist nahezu konstant. Die Konizität des Instrumentes beträgt 6%. Der Schneidekantenwinkel variiert von etwa  $27^\circ$  im Bereich der Spitze bis etwa  $40^\circ$  an der dem Schaft am nächsten liegenden Wendelung.

#### 5.3.2.2 Feile #2 (04.30)

Entspricht 4.3.2.1 mit dem Unterschied, dass die Konizität 4% beträgt (Abb. 5.3 mittlere Feile)

#### 5.3.2.3 Feile #3 (02.30)

Entspricht 4.3.2.1 und 4.3.2.2 mit dem Unterschied, dass die Konizität 2% beträgt (Abb. 5.3 oberste Feile).



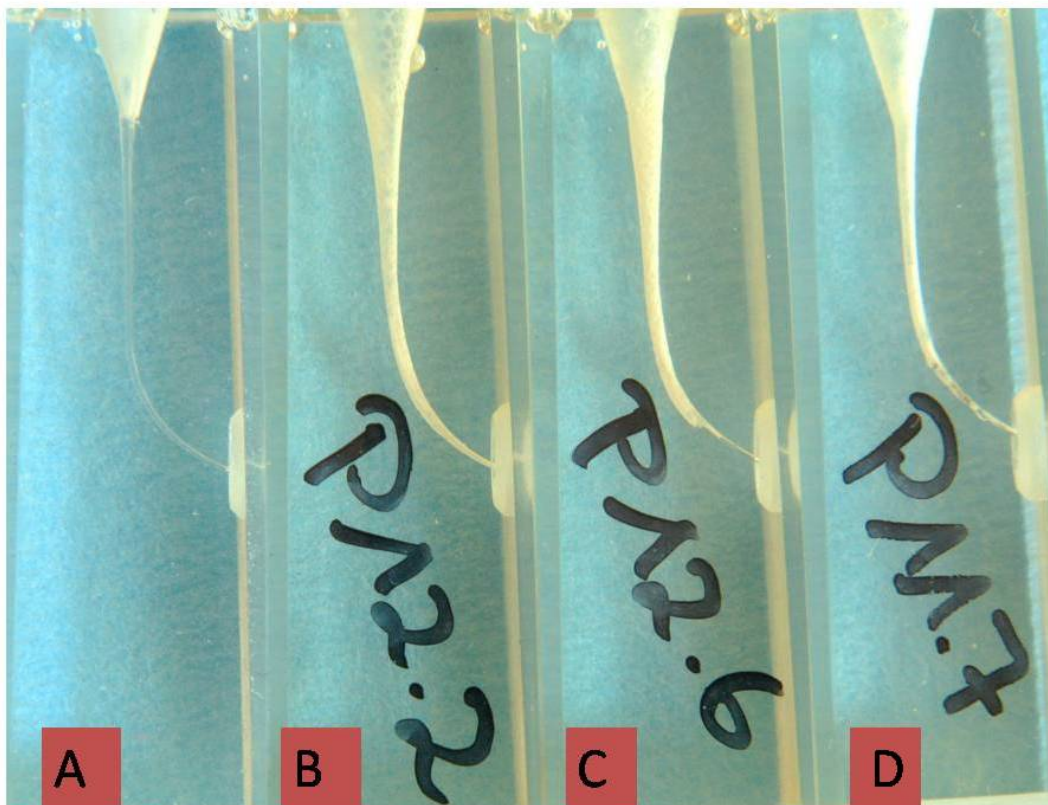
**Abb 5.3:** Flexmaster Instrumente mit unterschiedlicher Konizität. Oben 2% das mittlere Instrument 4% und das untere weist einen Taper von 6% auf. Bildquelle: M.Acker.

## 5.4 Morphologische Veränderung an der Kanalform

Veränderungen an der Kanalform wurden qualitativ durch Betrachtung der aufbereiteten Kanäle in den transparenten Übungsblöcken ermittelt. Hierzu wurde folgende Skala verwendet (siehe Abb. 5.4).

- 0 keine Veränderungen sichtbar
- 1 leichte Ledge-Bildung
- 2 starke Ledge-Bildung
- 3 extreme Ledge-Bildung (Weiterarbeiten nicht möglich)

Die Veränderungen werden abhängig von der Versuchsgruppe und abhängig vom Probanden untersucht.



**Abb 5.4:** Kunststoffprüfkörper: A unbearbeiteter Block. B vollständig aufbereiteter Block ohne morphologische Veränderungen an der Kanalwand. C Ledge Bildung in der Außenkrvatur, entspricht der Nr. 2 der oben angeführten Skala. D während der Aufbereitung frakturiertes Instrument. Außerdem eine Ledge Bildung. Entspricht der Nr. 1 der oben angeführten Skala. Bildquelle: M.Acker.

## 5.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten wurde mit dem Programm SPSS 11.5 vorgenommen (Mat 9.). Die deskriptive Auswertung erfolgte durch die Darstellung der Anzahl der Anwendungen und die Entwicklung der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan und Meier.

Als statistischer Test beim Vergleich der Überlebenskurven der Nickel-Titan-Instrumente dient der Log-Rank Test auf dem Signifikanzniveau von  $p = 0.05$ . Die Ledge-Bildung abhängig von der Instrumentengruppe und abhängig vom Probanden wird im Boxplot mit Median und 50%-Quantil dargestellt. Die statistische Signifikanz der Ledge-Bildung abhängig vom Instrumentendesign und abhängig vom Probanden wird im H-Test nach Kruskal & Wallis. und dem U-Test nach Mann & Whitney untersucht.

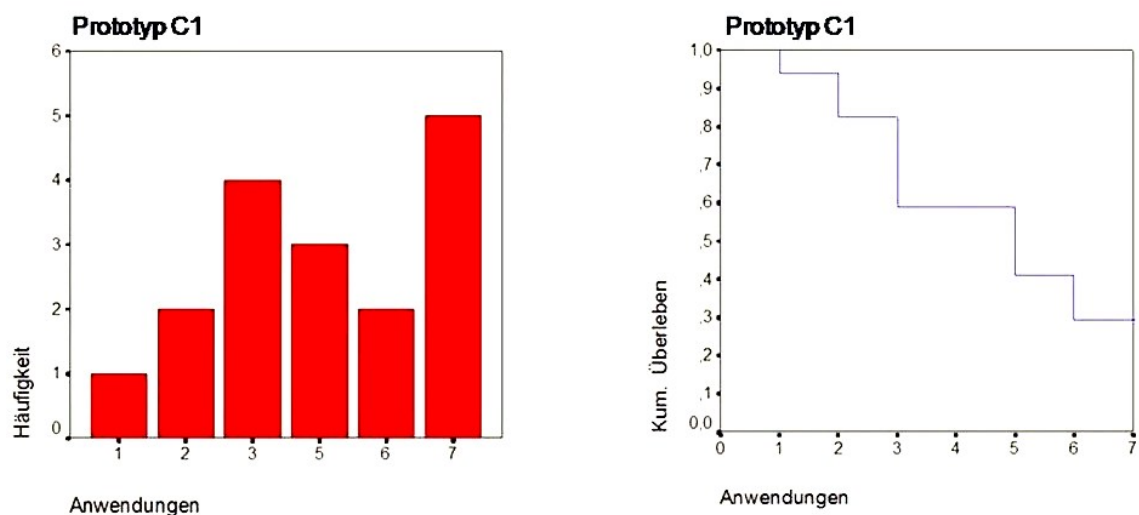
## 6 Ergebnisse

### 6.1 Instrumentenfrakturen

Durch mehrmalige Anwendung der Prototypfeilen soll eine Aussage über deren Frakturhäufigkeit gemacht werden.

#### 6.1.1 Prototyp Feile C1 (3.1.3)

In dieser Gruppe wurden 17 Instrumente geprüft. 5 Instrumente waren nach 7 Anwendungen noch in Funktion.

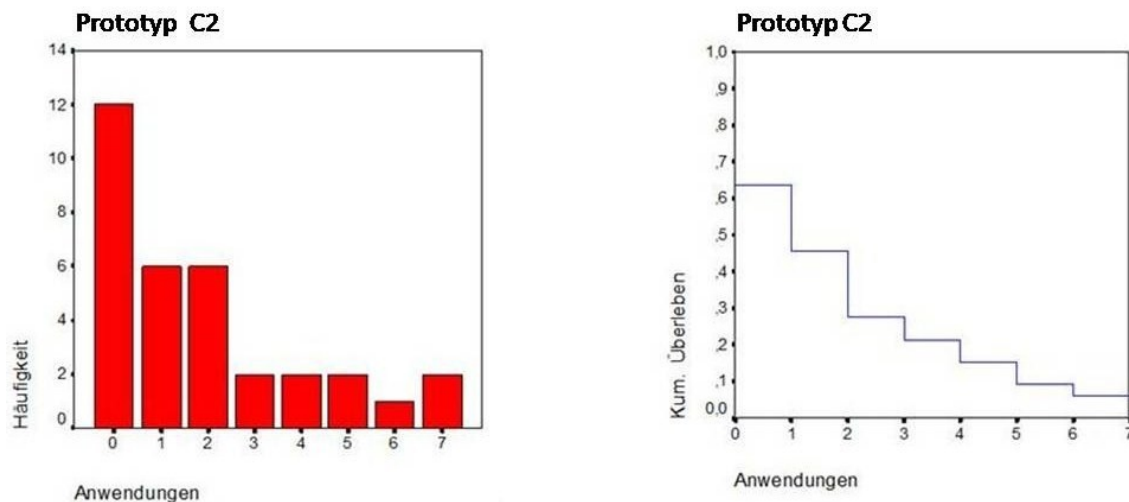


**Abbildung 6.1:** Anzahl der Anwendungen und Entwicklung der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan&Meier.



### 6.1.2 Prototyp Feile C2- Erhöhung der Wendelungszahl (3.1.4)

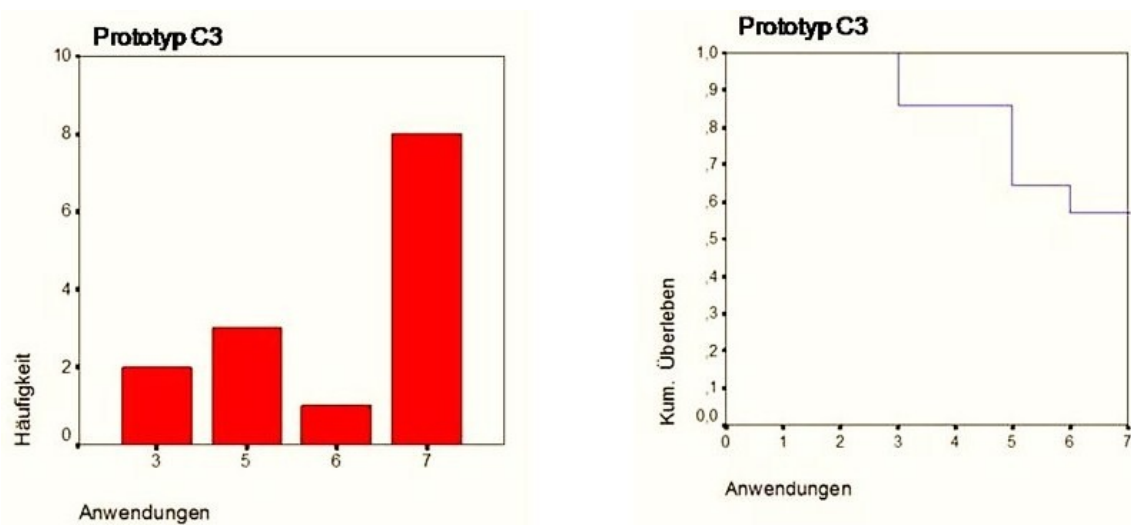
In dieser Gruppe wurden 33 Instrumente geprüft. 2 Instrumente waren nach 7 Anwendungen noch in Funktion, 12 Instrumente brachen bei der ersten Anwendung.



**Abbildung 6.2:** Anzahl der Anwendungen und Entwicklung der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan&Meier.

### 6.1.3 Prototyp C3- Vierkant Querschnitt (3.1.5.)

In dieser Gruppe wurden 14 Instrumente geprüft. 8 Instrumente waren nach 7 Anwendungen noch in Funktion.

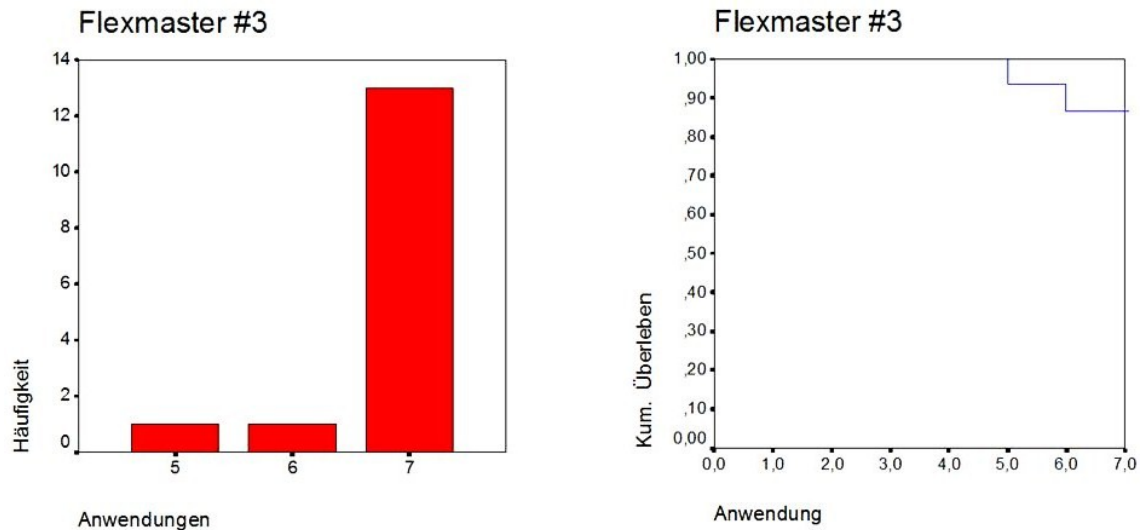


**Abbildung 6.3:** Anzahl der Anwendungen und Entwicklung der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan&Meier.



### 6.1.4 Flexmaster®-Feile #3 (02.30)

In dieser Gruppe wurden 15 Instrumente geprüft. 13 Instrumente waren nach 7 Anwendungen noch in Funktion, Frakturen traten bei einem Instrument nach 5 und bei einem weiteren Instrument nach 6 Anwendungen auf.



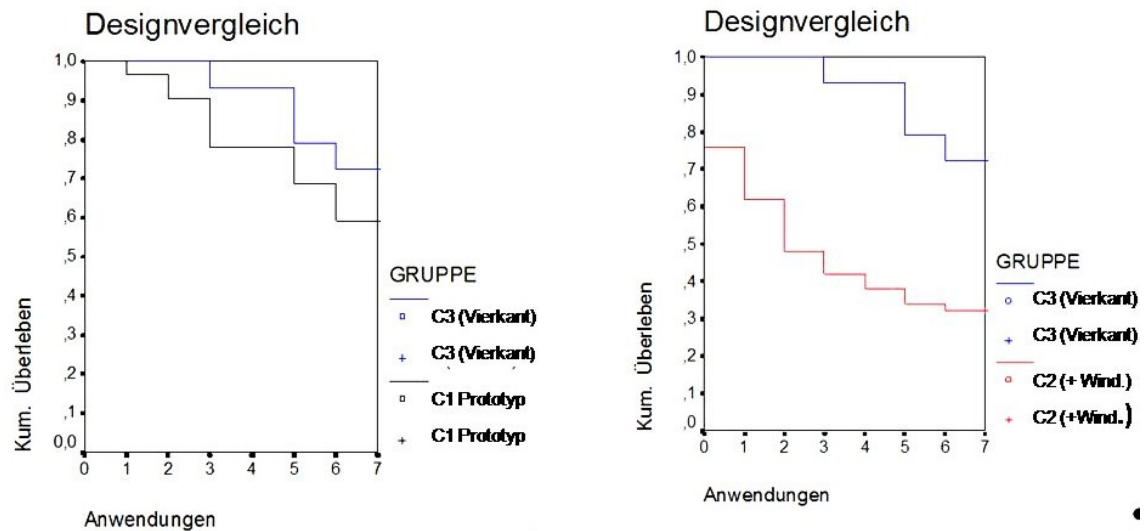
**Abbildung 6.4:** Anzahl der Anwendungen und Entwicklung der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan&Meier.

## 6.2 Vergleich der Überlebenskurven

### 6.2.1 Vergleich von 6.1.1, 6.1.2 und 6.1.3

Nach der Fragestellung sollen Unterschiede hinsichtlich der Bruchhäufigkeit bei Verwendung eines Drei- bzw. Vierkantprofils der Prototypen bei der finalen Feile aufgezeigt werden.

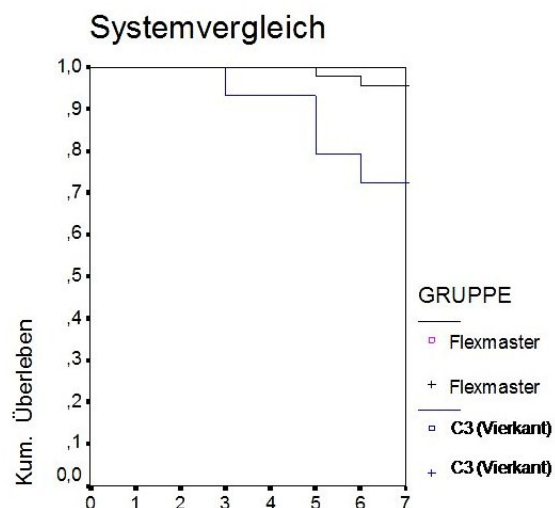
Das Vierkantdesign der C3-Prototypen zeigt deutliche Vorteile. Im Vergleich zum zweiten Design (Prototyp Feile C2 mit Erhöhung der Wendelungszahl) zeigen sich hier Unterschiede (Abb. 6.5 rechts). Zum Prototypen C1 konnte im statistischen Test kein signifikanter Unterschied gefunden werden (Abb. 6.5 links) (Vergleich C3 zu Prototyp:  $p=0.2289$ ) während sich das Instrumentendesign mit Erhöhung der Wendelungszahl auch im Test als signifikant schlechter ( $p<0.0001$ ) herausstellt.



**Abbildung. 6.5:** Vergleich der Überlebenskurven von Instrumenten mit Design C1 (Prototyp, linkes Bild unten) und geänderten Design C2 (mehr Windungen; rechtes Bild unten) und Design C3 (Vierkant; jeweils obere Kurve). Als statistischer Test dient der Log-Rank Test auf dem Signifikanzniveau von  $p = 0.05$ .

### 6.2.2 Vergleich von 5.1.3 und 5.1.4

Zwischen den Flexmaster®-Instrumenten der Größe #3 und Prototyp C3 mit Vierkantprofil besteht im Log-Rank Test ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p=0.0039$ ) (Abb. 6.6).



**Abbildung. 6.6:** Vergleich der Überlebenskurven von Flexmaster®-Instrumenten Größe 30/0.02 (obere Kurve) und Prototyp C3 mit Vierkantprofil. Als statistischer Test dient der Log-Rank Test auf dem Signifikanzniveau von  $p=0.05$ .

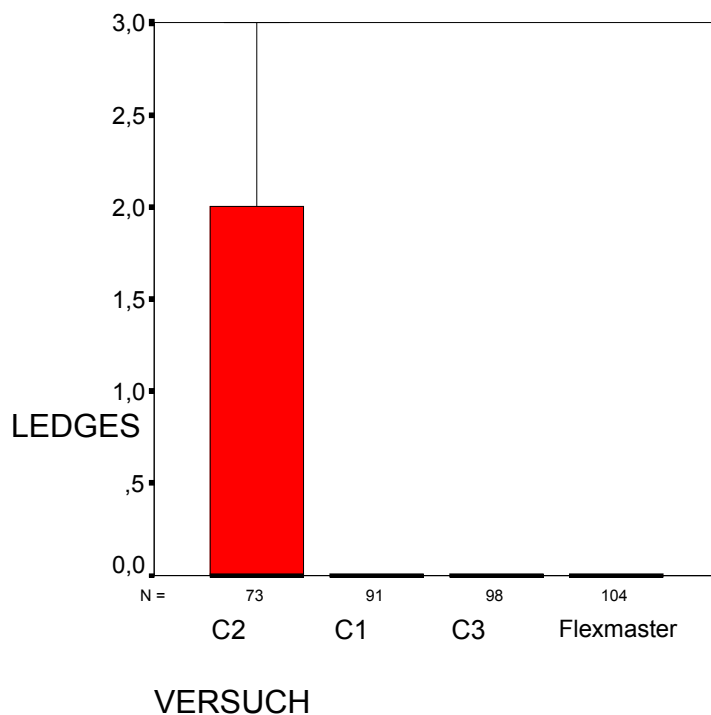
### 6.3 Morphologische Veränderungen an der Kanalform

Veränderungen an der Kanalform wurden qualitativ durch Betrachten der aufbereiteten Kanäle in den transparenten Prüfkörpern ermittelt. Hierzu wurde die Skala aus 5.4 verwendet.

Die Veränderungen wurden abhängig von der Versuchsgruppe und abhängig vom Probanden untersucht.

#### 6.3.1 Morphologische Veränderungen abhängig von der Versuchsgruppe

Abhängig von der Versuchsgruppe konnte festgestellt werden, dass eine vermehrte Ledge-Bildung beim Prototyp C2 mit erhöhter Wendelungszahl stattfindet. (Kruskall-Wallis Test,  $p = <0.001$ ). Diese ist im Vergleich zum Prototyp C1 statistisch signifikant (Mann-Whitney Test,  $p = 0.023$ ), verfehlt die Signifikanzgrenze im Vergleich zur Prototyp C3 mit Vierkantprofil jedoch knapp (Mann-Whitney Test,  $p = 0.068$ ).



**Abbildung 6.7:** Ledge- Bildung abhängig von der Instrumentengruppe (Boxplot mit Median und 50%- Quantil).

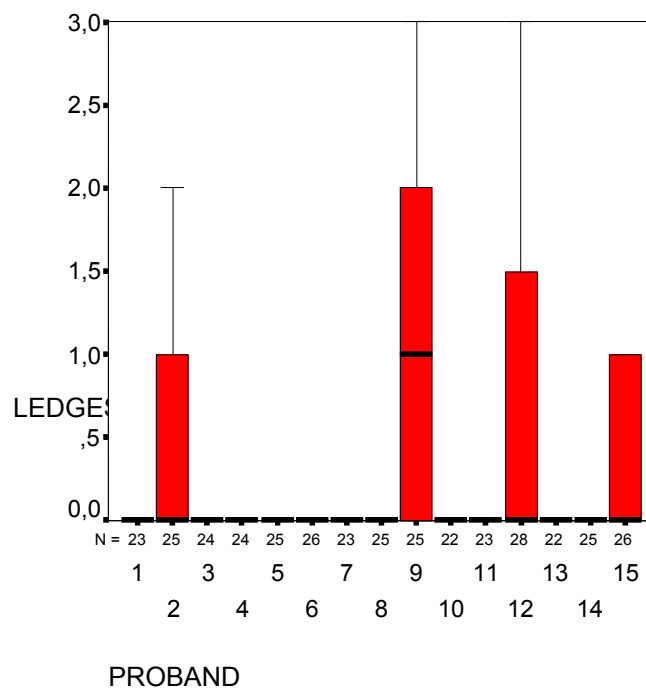
Zwischen den Prototyp-Instrumenten und dem Flexmaster®-Instrument konnte jedoch ebenfalls ein signifikanter Unterschied (Mann-Whitney Test, jeweils  $p < 0.001$ ) festgestellt werden. Dies wird deutlich, wenn man anstelle der Mediane die Mittelwerte vergleicht (Abbildung 6.8).

Versuchsgruppe	Mittelwert der Ledge-Bildung
Design C2	0.75
Design C3	0.44
Design C1	0.38
Flexmaster®	0.01

**Abbildung. 6.8:** Mittelwerte der Ledge- Bildung in den einzelnen Gruppen.

### 6.3.2 Ledge- Bildung abhängig vom Probanden

Abhängig vom Probanden wurde im Test eine höchstsignifikante Abhängigkeit festgestellt (Kruskall- Wallis Test ,  $p < 0.001$ ).



**Abbildung. 6.9:** Ledge- Bildung abhängig vom Probanden (Boxplot mit Median und 50% Quantil).

## 7 Diskussion

### 7.1 Material und Methode

#### 7.1.1 Studiendesign

Um ein neues Aufbereitungssystem für die Wurzelkanalbehandlung zu untersuchen, ist es sinnvoll, auf erprobte Untersuchungsmethoden zurückzugreifen. Untersuchungen zu den Arbeitseigenschaften von Nickel-Titan Feilen wurden in aktuellen Studien, unter anderem an menschlichen Zähnen durchgeführt [Vaudt et al. 2009, Williamson 2009]. Dabei geht es vor allem um die Anwendungssicherheit. Mit Hilfe der  $\mu$ CT Untersuchungen [Bergmans et al. 2001, Hübscher et al. 2003] ist es mittlerweile auch möglich die morphologischen Veränderungen, welche durch die Aufbereitung mit rotierenden Instrumenten, an der Kanalwand extrahierter Zähne entstehen, sichtbar zu machen.

Vergleichende Untersuchungen zur Aufbereitung künstlicher und natürlicher Wurzelkanäle zeigen, dass künstliche Wurzelkanäle, aus Kunststoff, als Modell geeignet sind um die Anwendungseigenschaften zu evaluieren [Lim & Webber 1985]. Bei Studien in denen künstliche Kanäle aus Stahl verwendet werden [Yao et al. 2006, Grande et al. 2006, Lopes et al. 2007, Inan et al. 2007, Johnson 2008] findet natürlich kein Spanfluß im Kanal statt. Daher ist die Anwendung dieses Verfahren bei einem Instrument mit verkürztem Arbeitsteil nicht sinnvoll. Da der Spanfluß ein relevanter Faktor für die Stabilität solcher Aufbereitungsinstrumente ist. Es wurde für diese Studie das Kunststoffprüfkörper Modell verwendet um ohne großen instrumentellen und finanziellen Aufwand Aussagen zur Bruchanfälligkeit und zu möglichen Veränderungen der Kanalwand machen zu können. Außerdem erlauben die Epoxidharzblöckchen eine Standardisierung des Wurzelkanals.

Flexmaster<sup>®</sup> Instrumente wurden bereits in mehreren Studien untersucht [Greßmann 2001, Sonntag 2003, Schäfer et al. 2004, Guelzow et al. 2005] sie eignen sich daher als Vergleichsinstrumentarium.

Um den von Mandel et al. beschriebenen Trainingseffekt [Mandel et al. 1999] auf die Aufbereitungsergebnisse zu berücksichtigen, wurden die Prüfkörper von den Probanden in unterschiedlicher Reihenfolge aufbereitet und vor dem Beginn des Versuches eine Probesequenz bearbeitet.

### 7.1.2 Probandenauswahl

Als Probanden für diese Studie wurden Jungzahnärzte und fortgeschrittene Studenten im klinischen Studienabschnitt ausgewählt. Alle verfügten über Erfahrungen im Umgang mit der maschinellen Wurzelkanalbehandlung. Der Behandler ist wichtig für den Erfolg der Wurzelkanalbehandlung [Barbakow & Lutz 1997, Mandel et al. 1999, Shen et al. 2009]. Baumann und Roth untersuchten den Trainingseinfluss bei der Aufbereitung mit rotierenden Nickel Titan Instrumenten. In der Studie konnte kein Unterschied hinsichtlich Bruchneigung und morphologischer Artefakt Bildung zwischen den von Zahnärzten aufbereitenden Prüfkörpern und denen von untrainierten Studenten nachgewiesen werden [Baumann & Roth 1999]. In der Studie von Mandel [Mandel et al. 1999] wurde dagegen zum einen aufgezeigt, dass eine Lernphase im Umgang mit einem neuen System unabdingbar ist und zum anderen das trainierte Endodontologen bessere Ergebnisse erzielen als Allgemeinzahnärzte.

### 7.1.3 Kunststoffprüfkörper

Standardisierte Prüfkörper aus Kunststoff bieten Vor- und Nachteile. Ein großer Nachteil der Untersuchung von Instrumenten bei drehend-schabender Arbeitsweise ist die durch Reibung entstehende Wärme, welche den Kunststoff oberflächlich erweicht und ein Verkleben der Instrumentenschneiden mit dem erwärmten Kunststoff begünstigt [Kum et al. 2000, Oitzinger 2008]. Daher ist der Kunststoff-Übungsblock für die Beurteilung der Bruchneigung nur begrenzt verwendbar. Die Materialparameter stimmen mit den Gegebenheiten am menschlichen Zahn nicht gut überein [Stoll et al. 2003]. Ein Vorteil ist aber die Transparenz der Blöcke, welche eine Beurteilung morphologischer Veränderungen an der Kanalwand erst möglich macht. Die Ergebnisse

hinsichtlich der Formgebung sind auf natürliche Zähne übertragbar [Hülsmann 2002 b]. Zudem sind bei einem Kunststoffprüfkörper die Reproduzierbarkeit und die Standardisierung gegeben [Schäfer 1996]. Teilweise wurden die transparenten Epoxidharzblöcke so präpariert dass der Aufbereitende den Kanal nicht von außen einsehen kann [von Abendroth 2008]. In anderen Studien wiederum waren die Prüfkörper einsehbar [Baumann& Roth 1999]. Wie groß der Einfluss einsehbarer Kanäle im Hinblick auf positivere Ergebnisse zu werten wären, ist nicht geklärt.

Da die hier verwendeten Kunststoffprüfkörper im koronalen Bereich schon konisch aufbereitet waren, konnte auf eine Aufbereitung des Kanaleingangs mittels Gates- Glidden Bohrern verzichtet werden. Dieses „Preflaring“ [Lim& Webber 1985, Davis et al. 2002, Roland et al. 2002] wäre am natürlichen Zahn, bei beiden Feilensystemen notwendig.

Grundsätzlich müssen weitere Untersuchungen am natürlichen Zahn klären, ob das Kunststoffmodell geeignet ist, Feilensysteme zu vergleichen, die so verschiedene Designs aufweisen. Während beim Flexmaster®-System das Arbeitsteil 16mm lang ist, ist es bei den Prototypen mit 3,5-6,5 mm deutlich kürzer. Möglicherweise kann der erwärmte Kunststoffabrieb durch das kürzere Arbeitsteil nicht adäquat nach koronal transportiert werden. Dies könnte ein Frakturieren der Instrumente fördern. Ob die Bruchanfälligkeit der Feilen durch die stärkere Belastung kurzer Instrumentenabschnitte im Kunststoffmodell zunimmt oder nicht, ist nicht abschließend geklärt. Vergleichende Studien am Patienten könnten zur Klärung beitragen.

#### **7.1.4 Aufbereitung mit den Prototyp Feilen**

Der Vorteil der Aufbereitung mit nur drei Feilen liegt in der Zeitersparnis. Allerdings muss bei reduzierter Feilenanzahl von jeder Feile auch mehr Material abgetragen werden als bei Feilensystemen, deren Aufbereitungssequenz mehr als drei Instrumente erfordert [Sonntag et al. 2005]. Rotierende Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung die ebenfalls über einen kurzen Arbeitsteil verfügen (LightSpeed, Max Dental, Augsburg) werden nur zur Bearbeitung kurzer Kanalabschnitte verwendet. Dabei ist die Feilenanzahl pro aufbereitetem Kanal

deutlich größer. Für die hier untersuchten Prototyp Feilen bedeutet dies, dass die Instrumente stärker als bei etablierten Systemen üblich, belastet werden. Die Gestaltung der Prototypen scheint sinnvoll. Der kurze Arbeitsteil in Kombination mit dem langen, schmalen Schaft, ähnlich der LightSpeed® Instrumente führt zu einer hohen Feilenflexibilität. Die Kanalkrümmung nimmt somit weniger Einfluss auf die Präparation [Hülsmann 2002a]. Ob die Zentrierung der Instrumente C1 bis C3 durch deutlich ausgeprägte „radial lands“ [Beer et al. 2004] notwendig ist, bleibt allerdings fraglich. Möglicherweise führt dies zu Belastungsspitzen während der Aufbereitung, da das kurze Arbeitsteil ohnehin stark belastet wird und zusätzlich durch die Reibung an der Kanalinnenwand strapaziert wird. Aktiv arbeitende Schneiden mit positivem Spanwinkel wären eventuell besser geeignet. Möglicherweise wäre auch ein anders Konzept mit stumpfem Schneidewinkel, ohne „radial lands“, ähnlich dem Querschnitts Design der ProTaper® Instrumente bei einem verkürzten Arbeitsteil, sinnvoll. Da hier eine große Kernmasse verbleibt und die Reibung an den Kanalwänden nicht so groß ist. Das ganze bei kurzem Arbeitsteil um die Vorteile der Flexibilität durch den schlanken Schaft zu erhalten.

#### **7.1.5 Aufbereitung mit dem Flexmaster®-System**

Der Hersteller der FlexMaster®-Feilen empfiehlt eine umfangreichere Aufbereitungssequenz von 9 Instrumenten für die Aufbereitung eines Kanals mit mittlerer Krümmung. Zu dieser Sequenz gehören eine Introfeile, 4 Instrumente zur Aufbereitung der koronalen Kanalabschnitte und 4 Instrumente zur Bearbeitung des apikalen Kanalabschnitts [von Abendroth 2008].

In dieser Studie wurde ein auf drei Instrumente reduzierter Satz verwendet. Das bedeutet: Die Ergebnisse bezüglich der Bruchneigung sind nicht auf andere Untersuchungen, der Flexmaster® Feilen [Greßmann 2001, Sonntag 2003, Schäfer et al. 2004, Guelzow et al. 2005] aus der Literatur übertragbar. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, um die Stabilität der Instrumente bei Aufbereitung mit einem reduzierten Instrumentensatz vergleichen zu können.



## 7.2 Abschließende Bewertung der Ergebnisse

### 7.2.1 Vergleich Prototyp C2 (Wendelung) mit C3 (Vierkant)

Das gegenüber dem Prototypen C1 veränderte Design C2 mit einer Erhöhung der Wendelung zeigt deutlich schlechtere Ergebnisse hinsichtlich der Bruchneigung als die, im Test stabilste, Prototypfeile C3 ( $p < 0.0001$ ). Besonders auffällig ist hierbei, dass viele Feilen des Prototyps C2 bereits bei der ersten Anwendung brachen.

Die Prototypfeilen C1, C2 und C3 weisen die gleiche Arbeitsteilkonizität auf. C1 und C2 besitzen dasselbe Querschnitts Design, während sich der Prototyp C3, durch ein verändertes Querschnittsprofil von ihnen unterscheidet.

Die erstgenannten Prototypen besitzen beide einen dreischneidigen u-förmigen Querschnitt, ausgestattet mit großen Spanräumen und einem negativen Spanwinkel von  $-26^\circ$ . Der Prototyp C3 unterscheidet sich durch einen quadratischen vierschneidigen Querschnitt mit negativem Spanwinkel von  $-45^\circ$ . Der vierschneidige Querschnitt geht mit einer deutlichen Erhöhung der Kernmasse gegenüber dem dreischneidigen u-förmigen Design einher. Gleichwohl sind die Prototypen aus dem gleichen Material gefertigt und die Differenz der Arbeitsteillängen ist marginal. Sie unterscheiden sich allerdings im Hinblick auf die Ganghöhe, in der Anzahl der Wendelungen pro mm und damit einhergehend in den Schneidekantenwinkeln. Die Spitze des Prototypen C2 ist nicht im Sinne einer „non cutting tip“ abgeflacht. Darin unterscheidet sie sich von Prototyp C1 und auch C3.

ProTaper® und MTwo®-Feilen haben eine ansteigende Ganghöhe von der Spitze bis zum Schaft des Instrumentes. Dies soll ein Verschrauben der Feile im Wurzelkanal verhindern [Frentzen et al. 2005] und die Kraft gleichmäßiger auf das Instrument übertragen [Beer & Baumann 2004]. Zudem handelt es sich bei den hier untersuchten Instrumenten um konische Reibahlen [Tschätsch & Dietrich 2008], daher nimmt natürlich die Menge der abzuführenden Späne von der Spitze bis zum Schaft zu. Bei einem Bohrer ist der Spanfluß konstant, eine ansteigende Ganghöhe daher nicht notwendig. Die ansteigende Ganghöhe bei der Prototypfeile C2 wird dieser Tatsache gerecht. Diese geht allerdings mit

einer Abflachung des Schneidekantenwinkels (Abb. 2.10) der Schneidekanten von über  $30^\circ$  an der nächstgelegenen spitzenseitigen Windung, bis ca.  $15^\circ$  bei der am weitesten posterior gelegenen Windung einher. Die Prototypfeile C3 besitzt dagegen einen Schneidekantenwinkel von etwa  $15^\circ$ . Hier unterscheiden sich die Feilen also, genau wie im Querschnitt, grundlegend. Die Prototypfeile C2 hat, durch die steileren Schneidekantenwinkel, einen geringeren Vorschub und damit vermutlich auch eine geringere Schneidleistung [Oitzinger 2008].

Mehr Wendungen pro mm Arbeitsteil bedeuten immer eine Schwächung des Instrumentenkerns. Dies wird deutlich wenn man nicht nur einen Schnitt der Feile sondern einen längeren Abschnitt des Arbeitsteils betrachtet und diese gedanklich mit zusätzlichen Wendungen versieht. Daraus folgt, dass der Prototyp C2 den schwächsten Metallkern der untersuchten Instrumente hat.

Behr beschreibt folgendes: Je mehr Spiralen pro mm ein Instrument hat, desto größer ist das Drehmoment beim Arbeiten [Behr 2003]. Dies bedeutet Stress für das Material, aber auch mehr Flexibilität. Je weniger Spiralen ein Instrument pro mm hat, desto widerstandsfähiger ist es gegen Bruch, aber auch weniger flexibel. Für Stahlinstrumente mit einem dreieckigen oder quadratischen Querschnitt wurde festgestellt das ein Instrument mit 32 Windungen elastischer ist als eines mit 16 Windungen. Allerdings zeigten Prototypen mit einem s-förmigen oder H-Typ-förmigen Querschnitt die größten Winkelabweichungen mit 16 Windungen, wohingegen die Instrumente mit 32 Windungen die schlechtesten Werte ergaben [Schäfer& Tepel 2001]. In dieser Studie wurde darauf hingewiesen, dass der Querschnitt einen viel größeren Einfluss auf die Stabilität der Feile hat als die Anzahl die Wendung. Möglicherweise wäre die größere Wendung des Prototyps C2 in stärker gekrümmten Kanälen von Vorteil.

Die Unterschiede hinsichtlich des Spanwinkels spielen vermutlich keine große Rolle da bei beiden Prototypen ein negativer Spanwinkel von  $-26^\circ$  bzw.  $-45^\circ$  vorliegt. Dies führt zu einer nicht aktiv schneidenden Wirkung der Schneiden [Beer et al. 2004]. Ein kleinerer Spanwinkel geht aber mit einer erhöhten

Standzeit des Werkzeugs und einer Stabilisierung des Schneidkeils einher [[Tschätsch& Dietrich 2008](#)].

Beide Prototypen verfügen über flächige Kontaktbereiche zur Kanaloberfläche, sogenannte radial lands. Sie zentrieren das Instrument, allerdings um den Preis einer Belastung des Instrumentes durch die Reibung [[Kremeier, 2003](#)]. Die Kontaktfläche ist für die Prototypen etwa gleich, allerdings ist sie beim Prototypen C2 auf drei Schneiden verteilt und beim Prototypen C3 auf vier Schneiden, das bedeutet die Reibung pro Schneide ist beim Prototyp C3 kleiner.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Spitzengestaltung des Prototyps C2. Konventionelle Instrumente haben, wie dieser Prototyp, einen Winkel als Übergang von der Spitze auf den Instrumentenkörper. Dies kann bei Rotation zum Steckenbleiben und Abweichen des Instrumentes vom eigentlichen Kanalverlauf führen [[Hülsmann 2008](#)]. Dies wiederum begünstigt natürlich nicht nur die Entstehung morphologischer Veränderungen an der Kanalwand, sondern auch die Tendenz des Instrumentes zu frakturieren. Das Prototyp Instrument C1 verfügt im Gegensatz zum Instrument C2 mit Erhöhung der Wendelung eine abgerundete Spitze des Arbeitsteils. Diese zentriert das Instrument während der Aufbereitung [[Schäfer et al. 1994](#), [Schäfer& Fritzenschaft 1998](#)].

Festzuhalten bleibt, die Stabilität von Feilen für die Wurzelkanalbehandlung mit einem quadratischen oder rechtwinkligen Querschnitt ist größer als die von Instrumenten mit einem dreieckigen Querschnitt [[Camps et al. 1995](#), [Schäfer& Tepel 2001](#), [Frentzen et al. 2005](#), [Xu et al. 2006](#), [Kim et al. 2009](#)].

Im Sinne einer „non- cutting- tip“ abgerundete Instrumentenspitzen zentrieren das Instrument während der Aufbereitung und verhindern so das Einschrauben in die Kanalwand wodurch es zu Instrumentenbrüchen kommen kann [[Schäfer et al. 1994](#), [Schäfer& Fritzenschaft 1998](#), [Frentzen et al. 2005](#)].

Die radial lands sind von der Gesamtfläche vergleichbar aber bei C3 ergibt sich eine geringere Reibung pro Schneide.

Das quadratische Querschnittsdesign ist neben der Spitzengestaltung die Erklärung für die größere Stabilität des Prototypen C3. Die größere Elastizität

die durch eine Erhöhung der Wendelung erreicht werden sollte ist nicht ausschlaggebend. Dies deckt sich mit anderen Studien [Schäfer& Tepel 2001]. Inwieweit die „Reibung pro Schneide“ einen Einfluss auf die Stabilität nimmt, ist offen.

### 7.2.2 Vergleich Prototyp C1 mit Vierkant-Querschnitt bei Prototyp C3

Zwischen der Prototypfeile C1 und dem Prototypen C3 konnte im statistischen Test kein signifikanter Unterschied gefunden werden ( $p=0.2289$ ). Während sich Design C2, im Vergleich mit C3, als signifikant schlechter ( $p<0.0001$ ) herausstellt.

Auch wenn im statistischen Test keine Unterschiede festgestellt wurden, ist die Feile mit dem quadratischen Querschnitt seltener gebrochen als der Prototyp C1 mit dreieckigem Querschnitt. In diesem Design Merkmal unterscheiden sich die Prototypfeilen C1 und C3 stark.

Zunächst bleibt festzuhalten, dass die Länge des Arbeitsteils sich, wie bereits oben erwähnt, nur marginal unterscheidet. Die Konizität der Feilen beträgt 2%, Die Schneidekantenwinkel sind mit  $12^\circ$  bzw.  $15^\circ$  fast identisch. Die Spanwinkel sind für beide Feilen negativ und sie weisen natürlich die gleiche ISO Größe auf. Beide Instrumente haben eine abgerundete Batt-Spitze. Die Wendelung des Instruments C3 ist gegenüber dem Prototypen C1 leicht erhöht.

Genau wie bei den kleinsten Feilen der Systeme RaCe® und Endostar® wurde der Prototyp C3 mit einem Vierkant-Querschnitt versehen. Dies führt zu einer gesteigerten Stabilität durch Erhöhung der Kernmasse [Camps et al. 1995, Schäfer& Tepel 2001, Frentzen et al. 2005, Xu et al. 2006, Kim et al. 2009]. Das Feilendesign mit leichter Erhöhung der Wendelungszahl und Vierkant-Querschnitt zeigt ein leicht verbessertes Bruchverhalten im Vergleich zum Prototypdesign C1, welches jedoch statistisch nicht signifikant ( $p<0.05$ ) ist. Die leichte Verbesserung ist mit der größeren Kernmasse des Vierkant Designs erklärbar. Die leichte Erhöhung der Wendelungszahl steigert zudem vermutlich die Flexibilität des Instrumentes [Schäfer& Tepel 2001, Behr 2003]. Ein weiterer Erklärungsansatz ist die veränderte Kontaktfläche mit der Wurzelkanalwand. Wenn man die Querschnittsaufnahmen der Prototypen C1 und C3 vergleicht

(3.12 und 3.20) stellt man fest das die Kontaktfläche zwar annähernd gleich groß ist, allerdings ist sie beim Prototyp C1 auf drei Schneiden verteilt, beim Prototypen C3 dagegen auf vier Schneiden. Das bedeutet die Belastung der einzelnen Schneide nimmt durch die Verwendung eines Vierkantprofils bei Beibehaltung der gleichen Kontaktfläche ab.

Festzuhalten bleibt:

- Die Unterschiede hinsichtlich der Bruchneigung der Prototypen C1 und C3 sind nicht signifikant, obwohl sich der Querschnitt deutlich unterscheidet.
- Zwischen Prototyp C2 und C3 besteht aber ein signifikanter Unterschied, obwohl sich C1 und C2 bis auf die, bei C2 gesteigerte, Wendelung und die unterschiedlichen Schneidekantenwinkel, sowie in der Spitzengestaltung nicht unterscheiden.
- Die Ursache für diesen Unterschied ist der bei Prototyp C2 gegenüber dem Prototyp C1 schwächere Metallkern, aufgrund der größeren Wendelung. Je stärker der Metallkern des Prototypen desto größer der Widerstand gegen Instrumentenfraktur.

### **7.2.3 Vergleich Prototypen mit dem eingeführten System Flexmaster®**

Im Vergleich der Bruchrate des stabilsten Prototypen C3 mit leichter Erhöhung der Wendungszahl und Vierkantprofil mit dem finalen Flexmaster® Instrument #3 besteht im Log-Rank Test ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p=0.0039$ ) zugunsten des Flexmaster®-Instrumentes.. Dies obwohl von den Flexmaster® Instrumenten ein, gegenüber den Herstellerangaben von acht auf drei, reduzierter Instrumentensatz verwendet wurde. Flexmaster® Instrumente verfügen über einen dreischneidigen konvexen Querschnitt (Abb.2.12). Dadurch besitzen diese Instrumente eine große Kernmasse. Diese ist aber nicht so groß wie beim Prototyp C3. Das bedeutet hier kommen andere Faktoren zum Tragen als beim Vergleich der C Prototypen untereinander.

Die Instrumente unterscheiden sich in der Länge des Arbeitsteils. Während das Arbeitsteil des Flexmaster® Instrumentes 16 mm lang ist, ist das der

Prototypfeile C3 5mm lang. Dies bewirkt möglicherweise einen besseren Abtransport der Schleifspäne nach koronal und damit weniger Reibung im Bereich der Instrumentenspitze. Darüber gibt es aber bisher keine wissenschaftlichen Veröffentlichungen. Wenn man allerdings auf Vergleiche zwischen den LightSpeed® und Flexmaster® Instrumente zurückgreift ist dies unwahrscheinlich [Weiger et al. 2003], da LS Instrumente genau wie der Prototyp C3 über einen kurzen Arbeitsteil verfügen und in dieser Studie keine große Bruchrate der LS Instrumente festgestellt wurde. Allerdings werden LightSpeed® Instrumente in einer, gegenüber den drei verwendeten Prototypen, umfangreicheren Sequenz, ähnlich der normalen Flexmaster® Sequenz verwendet [Cohen& Hargreaves 2006]. Die größere Stabilität könnte man mit dem gegenüber dem Prototypen C3 größeren Spanraum erklären, da LightSpeed® Instrumente, je nach Größe über einen großen Spanraum verfügen [Hülsmann 2008].

Die Schneidekantenwinkel Differenzen im Bereich der Spitze sind zu vernachlässigen 15° zu etwa 25°. Allerdings verfügt das Flexmaster® Instrument durch die größeren Schneidekantenwinkel über mehr Windungen pro mm (5 bei C3 und 8 bei #3) dies bringt eine größere Flexibilität mit sich [Behr 2003].

Die Instrumentenspitzen sind bei beiden Feilentypen in vergleichbarer Weise gestaltet.

Das Flexmaster® Instrument besitzt keine radial lands. Die Prototypen dagegen schon. Da die Reibung dadurch zwischen Instrument und Kanalwand zunimmt [Frentzen et al. 2005] und dies durch den kleinen Spanraum verstärkt wird, könnte dies ein Faktor für den signifikanten Unterschied hinsichtlich der größeren Bruchneigung des C3 Prototypen sein.

Flexmaster Instrumente sind bei der Anwendung durch ungeübte Behandler sicher [Cohen& Hargreaves 2006] und damit wenig techniksensibel. Dies ist vermutlich ein Grund für den Unterschied in der Anwendungssicherheit, dies wird deutlich wenn man 7.2.4 betrachtet, nämlich die Ledge Bildung abhängig vom Behandler.

Abschließend muss noch erwähnt werden das möglicherweise unterschiedliche Nickel Titan Legierungen von der Herstellern verwendet werden. Auch die

herstellerspezifischen Parameter des Antriebsmotors könnten noch nicht ausgereift sein.

#### **7.2.4 Morphologische Veränderungen an der Kanalform**

Der Prototyp C2 mit Erhöhung der Wendelungszahl verursachte eine statistisch signifikant häufigere Ledge- Bildung als der Prototyp C1. Im Vergleich des Prototyps C1 mit der Feile C3 mit leichter Erhöhung der Wendelungszahl und Vierkant Profil wird die Signifikanzgrenze knapp verfehlt. Am besten schnitt das Flexmaster<sup>®</sup> Instrument #3 ab. Dies wird beim Vergleich der Mittelwerte deutlich (Abbildung 6.8).

Sowohl die Prototyp Instrumente C1 und C3, als auch die Flexmaster<sup>®</sup> Instrumente besitzen eine abgerundete Instrumentenspitzen. Der Prototyp C2 verfügt allerdings nicht über eine abgerundete Spitze. Durch den dadurch stärkeren Einschraubeffekt in die Kanalwand kommt es vermutlich vermehrt zur Entstehung der Artefakte in der Prüfkörperwand [Schäfer et al. 1994, Schäfer& Fritzenschaft 1998, Frentzen et al. 2005]. Außerdem sind beim Prototyp-System die Feilen A und B relativ starr. Dadurch besteht die Möglichkeit das es bei zu starkem Druck nach apikal zu Veränderungen an der Kanalform im Sinne einer Begradigung kommt. Dies könnte die Entstehung von morphologischen Artefakten fördern.

Da die morphologischen Veränderungen an der Kanalwand vermehrt bei Verwendung des Prototypen C2 auftraten, wäre eine weitere Erklärung dafür, dass die Behandler das Frakturieren des Instrumentes nicht bemerkten. In der Folge wäre die Kanalwand dann, bis der Bruch des Instrumentes bemerkt wurde, mit einem nicht geometrisch geformten Instrument bearbeitet worden (siehe Abb.5.4 D). Es wäre sinnvoll gewesen Blöcke mit frakturierten Instrumenten aus der Statistik zu nehmen.

Zudem wurde eine höchstsignifikante Abhängigkeit vom Probanden festgestellt. Dies könnte mit nicht ausreichender Spülung zwischen den einzelnen Feilen erklärt werden oder mangelndem Geschick oder unzureichender Einführung in



---

die Aufbereitungstechnik. Die Beobachtung, dass wenige „Ausreißer“ die Ergebnisse verfälschen können ist nicht neu. In der Studie von Mandel [[Mandel et al. 1999](#)] wurde aufgezeigt das eine Lernphase im Umgang mit einem neuen System unabdingbar ist und zum anderen, dass trainierte Endodontologen bessere Ergebnisse erzielen als Allgemeinzahnärzte. Und auch in dieser Studie produzierte ein einzelner Zahnarzt nach der Lernphase besonders viele Feilenbrüche. Die Aufbereitung mit dem Prototypen System ist, im Gegensatz zum Flexmaster® System [[Cohen& Hargreaves 2006](#)] techniksensitiv.

## 8 Klinische Schlussfolgerung

Folgende Schlussfolgerungen lassen sich aus der Studie ziehen:

- Der Metallkern beeinflusst die Bruchneigung rotierender Feilen aus Nickel Titan für die Wurzelkanalbehandlung.
- Bei den finalen Prototyp Feilen erwiesen sich diejenigen mit quadratischem Querschnitt als am stabilsten, gefolgt von Feilen mit dreischneidigem u- förmigem Profil und dreischneidigem u-förmigem Profil mit Erhöhung der Wendelungszahl
- Die vermehrte Fraktur der Prototypfeilen mit vergleichbar starkem Profil, wie die Flexmaster® Feilen, könnte durch den kleineren Spanraum und die Reibung durch radial lands aufgetreten sein. Studien mit dahingehend verändertem Design sollten dies klären.
- Das Prototyp System, bei dem mit nur drei Feilen, ein Kanal aufbereitet wird ist techniksensibel.
- Die Spitzengestaltung beeinflusst die Bruchrate und die Bildung von Artefakten an der Kanalwand des Kunststoffprüfkörpers.

Systeme mit reduziertem Instrumentensatz werden auch in Zukunft interessant bleiben. Und durch neue Werkstoffe und Produktionsverfahren wird die Stabilität der Feilen weiter steigen. So das man keinen Kompromiss zwischen Zeitgewinn und Arbeitssicherheit eingehen muss.

## 9 Zusammenfassungen

### 9.1 Zusammenfassung (vierseitig)

#### Zu Arbeitseigenschaften und der Bruchanfälligkeit eines experimentellen rotierenden Instrumentensystems für die Wurzelkanalaufbereitung.

Acker, Matthias.

##### **Abstrakt**

**Zielsetzung:** Ein experimentelles Instrumentensystem, mit drei verschiedenen Prototypen, wurde hinsichtlich Bruchneigung und morphologischer Wurzelkanalveränderungen verglichen.

**Material und Methode:** Artificielle Wurzelkanäle aus Kunststoff wurden mit drei Prototyp Feilen bis zur ISO Größe 30 aufbereitet. Die erste Testfeile hatte einen dreieckigen (C1), die zweite zusätzlich eine erhöhte Wendelungszahl (C2) und die dritte einen quadratischen Querschnitt (C3). Flexmaster® Instrumente fungierten als Kontrollgruppe. Diese vier Testgruppen wurden von 15 Probanden aufbereitet. Jede Testperson bereitete n=7 Kunststoffblöcke auf. Frakturnrate und morphologische Veränderungen an der Kanalwand wurden untersucht und statistisch verglichen bei einem Signifikanz Level von  $\alpha=0.05$ .

**Ergebnisse:** Zwischen dem Vierkantdesign C3 und dem Prototyp C1 konnte, hinsichtlich ihrer Bruchneigung, kein statistischer Unterschied gefunden werden ( $p=0.2289$ ). C2 (Erhöhung der Wendelungszahl und schwächer abgerundete Spitze) schnitt statistisch deutlich schlechter ab als C3 (Log-Rank Test,  $p<0.0001$ ). Zwischen C3 (Vierkant) und der Kontrollgruppe besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p=0.0039$ ). Zwischen den Testfeilen und den Flexmaster® Instrumenten konnte, bezüglich morphologischer Veränderungen an der Kanalwand, kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Beim Vergleich der Probanden konnte eine höchstsignifikante Abhängigkeit festgestellt (Kruskall- Wallis Test,  $p<0.001$ ).

**Schlussfolgerung:** Der Metallkern beeinflusste die Bruchneigung. Je größer die Kernmasse desto größer war die Frakturresistenz. Die größere Bruchneigung der Prototyp Feilen beruhte möglicherweise auf dem Vorhandensein von „radial lands“ bei den Testinstrumenten. Behandler Schulung ist wichtig. Das Auftreten von Artefakten an der Kanalwand war je nach Aufbereitem höchst unterschiedlich.

**1. Einleitung und Zielsetzung:** Seit Nickel Titan Legierungen für die Herstellung maschinell angetriebener Feilen für die Wurzelkanalaufbereitung verwendet werden [Walia et al. 1988] wurden Instrumentensysteme mit

unterschiedlichen Aufbereitungssequenzen, und sehr verschiedenen Designs auf den Markt gebracht. Mit der Feilensequenz ist nicht nur die Abfolge der Instrumente gemeint, sondern auch die Anzahl der Feilen die benötigt werden um einen Wurzelkanal aufzubereiten. Die Feilensequenz beeinflusst das Feilendesign und umgekehrt. Ein Feilensystem das eine große Anzahl von Feilen zur Aufbereitung benötigt kann mit einer „stumpferen“ Schneiden-Geometrie und einer größeren Kernmasse versehen werden. Dies reduziert die Bruchanfälligkeit. Allerdings um den Preis, dass der wesentliche Vorteil der maschinellen Aufbereitung, nämlich die Zeitersparnis, durch die große Feilenzahl zunichte gemacht wird. Außerdem sind Nickel- Titan Feilen, für die maschinelle Aufbereitung wesentlich teurer als Stahlinstrumente für die Handaufbereitung. Ein reduzierter Instrumentensatz ist also wirtschaftlicher.

In der Arbeit wurde ein auf drei Instrumente reduzierter Prototyp-Instrumentensatz für die maschinelle Aufbereitung untersucht und mit dem für diese Studie, ebenfalls auf drei Instrumente reduzierten Feilentyp Flexmaster® verglichen. Die Prototypen unterschieden sich hinsichtlich des Designs der finalen Feile. Diese wurde zur Aufbereitung des apikalen Drittels verwendet. Sie unterschieden sich hinsichtlich ihres Querschnitts Designs und hinsichtlich ihrer Wendelung, sowie in kleinem Maße hinsichtlich der Länge ihres Arbeitsteils und der Spitzengestaltung.

Ziel der Arbeit war die entwicklungsbegleitende Evaluierung von Prototypen aus Nickel- Titan für die permanent rotierende Anwendung im drehmomentgesteuerten Motor.

- a) Es sollte durch mehrmaliges Verwenden jeder Feile eine Aussage über die Frakturhäufigkeit gemacht werden.
- b) Unterschiede hinsichtlich der Bruchhäufigkeit bei Verwendung eines Drei- bzw. Vierkantprofils (mit leichter Erhöhung der Wendelungszahl) bei der finalen Feile sollten aufgezeigt werden.
- c) Die Prototypfeilen sollten mit einem eingeführten System hinsichtlich der Bruchhäufigkeit verglichen werden.
- d) Die morphologischen Parameter der bearbeiteten Kunstharzblöcke wurden qualitativ beurteilt.

**2. Material und Methode:** Für den Versuch wurden 4 Gruppen gebildet. Die 15 Probanden (Jungzahnärzte und Studenten der Zahnmedizin), die die Kunststoffblöcke aufbereiteten, waren in jeder Gruppe vertreten. Jeder Kunststoffprüfkörper wurde mit nur drei Instrumenten aufbereitet. In den ersten drei Gruppen (A, B und C) unterschieden sich die ersten beiden Instrumente nicht. Die Instrumente für die Bearbeitung des apikalen Drittels (C1, C2 und C3) unterschieden sich hinsichtlich ihres Designs. Die Feile C1 besaß einen dreischneidigen Querschnitt mit radial lands. C2 glich der Feile C1 im Querschnitt, verfügte allerdings über eine gesteigerte Wendelungszahl und eine nicht so stark abgerundete Spitze. Der wesentliche Unterschied zwischen C1 und C3 war der unterschiedliche Querschnitt. C3 verfügte über einen Vierkant Querschnitt, ebenfalls mit radial lands. In der Gruppe D wurden Flexmaster® Instrumente Iso 30, in abnehmender Konizität (.06, .04, .02) verwendet.

Die Probanden bereiteten pro Gruppe mindestens sieben Blöcke auf. Zunächst begannen sie diese mit der ersten Feile, danach mit der Zweiten und abschließend mit der dritten Feile zu bearbeiten. Wenn ein Instrument brach, wurde es mit dem Kunststoffblock entfernt, um später untersucht zu werden. Die Kunststoffblöcke wurden in verschließbaren, nummerierten Kunststofftaschen ausgegeben. Ein neuer Block und ein neues Instrument wurden ausgegeben und eine neue Sequenz aufbereitet. Das frakturierte Instrument wurde mit dem ebenfalls beschrifteten Kunststoffblock in den dazugehörigen Kunststoffbeutel gesteckt. Dadurch konnte später bestimmt werden beim wievielten Durchlauf das Instrument frakturierte. Nachdem alle Blöcke aufbereitet waren, wurden sie auf Artefakte an der Wurzelkanalwand untersucht. Diese wurden nach einer Skala eingeteilt:

- 0 keine Veränderung sichtbar
- 1 leichte Ledge-Bildung
- 2 starke Ledge-Bildung
- 3 extreme Ledge-Bildung (Weiterarbeiten nicht möglich)

Die Veränderungen wurden abhängig von der Versuchsgruppe und abhängig vom Probanden untersucht.

**3. Ergebnisse:** Von 17 geprüften finalen Prototyp Feilen C1 waren nach 7 Anwendungen noch 5 Instrumente in Funktion. Beim Prototyp C2 mit dem gleichen Querschnitts Design aber einer erhöhten Wendelungszahl und einer schneidenden Spitze, waren von 33 untersuchten Feilen nach 7 Zyklen noch 2 in Funktion. Von 14 geprüften C3 Prototypen, mit Vierkant Querschnitt, waren noch 8 Instrumente nach 7 Zyklen in Funktion. 13 von 15 Flexmaster® Instrumenten waren nach 7 Anwendungen noch in Funktion. Zwischen dem Vierkantdesign C3 und dem Prototyp C1 konnte kein statistischer Unterschied gefunden werden ( $p = 0.2289$ ). C2 schnitt statistisch deutlich schlechter ab als C3 ( $p < 0.0001$ ). Zwischen C3 (Vierkant) und FM #3 besteht im Log- Rank Test ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p = 0.0039$ ). Zwischen den Prototyp Instrumenten und den FM Instrumenten konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Abhängig vom Probanden wurde eine höchstsignifikante Abhängigkeit festgestellt (Kruskall- Wallis Test,  $p < 0.001$ ).

#### **4. Schlussfolgerung:**

- Der Metallkern beeinflusst die Bruchneigung rotierender Feilen aus Nickel Titan für die Wurzelkanalbehandlung.
- Bei den finalen Prototyp Feilen erwiesen sich diejenigen mit quadratischem Querschnitt als am stabilsten, gefolgt von Feilen mit dreischneidigem u- förmigem Profil und dreischneidigem u-förmigem Profil mit Erhöhung der Wendelungszahl.
- Die vermehrte Fraktur der Prototypfeilen mit vergleichbar starkem Profil, wie die Flexmaster® Feilen, könnte durch den kleineren Spanraum und die Reibung durch radial lands aufgetreten sein. Studien mit dahingehend verändertem Design sollten dies klären.
- Das Prototyp System, bei dem mit nur drei Feilen, ein Kanal aufbereitet wird ist techniksensibel.
- Die Spitzengestaltung beeinflusst die Bruchrate und die Bildung von Artefakten an der Kanalwand des Kunststoffprüfkörpers.

## 9.2 Zusammenfassung (einseitig)

### **Zu Arbeitseigenschaften und der Bruchanfälligkeit eines experimentellen rotierenden Instrumentensystems für die Wurzelkanalaufbereitung.**

Acker, Matthias.

**Zielsetzung:** Ein experimentelles Instrumentensystem, mit drei verschiedenen Prototypen, wurde hinsichtlich Bruchneigung und morphologischer Wurzelkanalveränderungen verglichen.

**Material und Methode:** Artifizielle Wurzelkanäle aus Kunststoff wurden mit drei Prototyp Feilen bis zur ISO Größe 30 aufbereitet. Die erste Testfeile hatte einen dreieckigen (C1), die zweite zusätzlich eine erhöhte Wendelungszahl (C2) und die dritte einen quadratischen Querschnitt (C3). Flexmaster® Instrumente fungierten als Kontrollgruppe. Diese vier Testgruppen wurden von 15 Probanden aufbereitet. Jede Testperson bereitete n=7 Kunststoffblöcke auf. Frakturnrate und morphologische Veränderungen an der Kanalwand wurden untersucht und statistisch verglichen bei einem Signifikanz Level von  $\alpha=0.05$ .

**Ergebnisse:** Zwischen dem Vierkantdesign C3 und dem Prototyp C1 konnte, hinsichtlich ihrer Bruchneigung, kein statistischer Unterschied gefunden werden ( $p= 0.2289$ ). C2 (Erhöhung der Wendelungszahl und schwächer abgerundete Spitze) schnitt statistisch deutlich schlechter ab als C3 (Log-Rank Test  $p< 0.0001$ ). Zwischen C3 (Vierkant) und der Kontrollgruppe besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p= 0.0039$ ). Zwischen den Testfeilen und den Flexmaster® Instrumenten konnte, bezüglich morphologischer Veränderungen an der Kanalwand, kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Beim Vergleich der Probanden konnte eine höchstsignifikante Abhängigkeit festgestellt werden (Kruskall-Wallis Test,  $p< 0.001$ ).

**Schlussfolgerung:** Der Metallkern beeinflusste die Bruchneigung. Je größer die Kernmasse desto größer war die Frakturesistenz. Die größere Bruchneigung der Prototyp Feilen beruhte möglicherweise auf dem Vorhandensein von „radial lands“ bei den Testinstrumenten. Behandler Schulung ist wichtig. Das Auftreten von Artefakten an der Kanalwand war je nach Aufbereitemdem höchst unterschiedlich.



### 9.3 Zusammenfassung (einseitig, englisch)

#### **Working properties and fracture rate of an experimental rotary Nickel-Titanium System for root canal preparation**

Acker, Matthias

**Aim:** to compare fracture rates and morphologic results of three experimental rotary file systems with different flute designs.

**Materials and Methods:** Plastic test blocks with artificial root canals were shaped to a size of ISO 30 using the three test files, one of them with a triangular shape (C1), one similar to C1 with an enhanced number of flutes (C2) and one with a square shape (C3). Flexmaster instruments have been added as a control group. These four experimental groups were processed by fifteen test persons, each of them prepared n=7 plastic blocks in every group. Fracture rate and morphologic alterations of the root canals were evaluated by one operator and statistically compared on a significance level of  $\alpha=0.05$ .

**Results:** There was no difference between the square-shaped file C3 and the triangular prototype C1 in view of fracture rate ( $p=0,2289$ ). C2 (increasing number of flutes and less dulled tip) showed a statistically significant higher fracture rate (log-rank test,  $p<0.0001$ ) compared to C3. The rectangular shape C3 showed also a significant higher fracture rate compared to the control group ( $p=0.0039$ ). With regard to morphologic alterations of the artificial root canal, there was no difference between the prototypes and the control group. Comparing different test persons, there was a highly significant effect (Kruskal-Wallis test,  $p<0.001$ ).

**Conclusion:** The area of the inner core influenced the fracture resistance of the tested instruments. An increasing area of the inner core results in higher fracture resistance. The higher fracture rate of the prototype files compared to the control group depends possibly on the use of radial-lands. All instruments are highly technique sensitive regarding fracture and morphologic alteration, so the influence of the test person is not negligible and should be addressed with an extended training phase.

## 10 Literaturverzeichnis

1. Abendroth von N:

Wurzelkanalaufbereitung mit rotierenden Ni-Ti-FlexMaster- und MFile- Instrumenten: eine Vergleichsstudie. Med.Diss. Marburg (2008).

2. Abou- Rass, M, Frank A L, Glick D H:

The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc. 101: 792- 94 (1980).

3. Barbakov F, Lutz F:

The Lightspeed preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. Int Endod J 30: 46-50 (1997).

4. Barbakov F, Velvart P.:

Leitlinie Endodontologie. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 115.7: 95-105 (2005).

5. Barbosa FO, Gomes JA, de Araújo MC:

Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 34.12: 1533-6. (2008).

6. Baumann MA, Roth A:

Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 88: 714-8 (1999).

7. Baumgartner J C et al.:

Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. J Endod. 18.11: 530-34 (1992).

- 
8. Beer R, Baumann MA, Kielbassa AM:  
Taschenatlas der Endodontie. Stuttgart: G. Thieme Verlag, (2004).
9. Beer R, Baumann MA:  
Farbatlas Der Endodontologie. Stuttgart: G. Thieme Verlag, (1997).
10. Beer R, Eggerath J:  
Dynamisches Frakturverhalten maschineller Instrumente in gekrümmten Wurzelkanälen. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt 12: 549-58 (2004).
11. Behr:  
Nickel- Titan- Instrumente. Endodontie Journal. 2 : 6- 11 (2003).
12. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P:  
A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. Int Endod J. Jul; 34.5: 390-8 (2001).
13. Boessler C, Paque F, Peters OA:  
The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. J Endod. 35.1:102-6 (2008).
14. Brannstrom, M:  
Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent Suppl 3: 35-42 (1984).
15. Burns, RC; Herbranson E J:  
Tooth morphology and cavity Preparation. In: Cohen, S; Burns, R C (Hrsg.): Pathway of the pulp. Mosby Inc., St. Louis (2002).

- 
16. Camps JJ, Pertot WJ, Levallois B:  
Relationship between file size and stiffness of nickel-titanium instruments. *Endod Dent Traumatol.* 11.6: 270-3 (1995).
17. Chen JL, Messer HH:  
A comparison of stainless steel hand and rotary nickel- titanium instrumentation using a silicone impression technique. *Aust Dent J.* Mar; 47.1: 12-20 (2002).
18. Chong B S, Pitt Ford T R:  
The role of intracanal medication in root canal treatment. *Int Endod J.* 25.2: 97-106 (1992).
19. Clem W H:  
Endodontics: the adolescent patient. *Dent Clin North Am.* 13.2: 482-93 (1969).
20. Cohen S, Hargreaves KM:  
Pathways of the Pulp. Ninth Edition, Mosby Elsevier, St. Louis USA (2006).
21. Contreras M, Zinman E Kaplan S:  
Comparison of the First File that Fits at the Apex, Before and After Early Flaring. *J End* 27: 113-15 (2001).
22. Davis RD, Marshall JG, Baumgartner JC:  
Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. *J Endod.* 28: 438- 42 (2002).
23. Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung (Stand 1999). Offizielles Endodontologisches Lexikon. Ed. Heidemann D. München Jena: Urban und Fischer. 277-98 (2001).

24. Esposito PT, Cunningham CJ:

A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. J Endod 21, 173-174 (1995).

25. European Society of Endodontology:

Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int Endod J, 39: 921-930 (2006).

26. Fox K, Gutteridge D L:

An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treatment restored by the post and core technique. Int Endod J 30: 361 (1997).

27. Frentzen M., Nickel, Brundert:

Grundlagen zur maschinellen Aufbereitung von Wurzelkanälen mit Nickel- Titan- Feilensystemen. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt. 114.7/8: 325- 334 (2005).

28. Gambarini G, Grande N, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L:

Fatigue resistance of engine- driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. J Endod. 34.8:1003-1005 (2008).

29. Goerig A C, Michelich R J, Schultz H H:

Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. J Endod. 8.12: 550-54 (1982).

30. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F:

Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analyses of instruments from two nickel- titanium rotary systems. Int Endod J. Oct; 39.10: 755-63 (2006)

31. Gressmann G:

Eine Vergleichende in- Vitro- Studie zur Maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit den Nickel-Titan-Systemen HERO 642 Und Flex Master. Ed. Medizinische Dissertation. Göttingen: (2001).

32. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM:

Comparative study of six nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. Int Endod J. 38: 743-752 (2005).

33. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C:

Dynamic and cyclic fatigue of engine- driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 25: 434-40 (1999).

34. Hatami A, Beer R:

Desinfektion des Wurzelkanals- Allgemeine Anforderungen an Medikamente und Spüllösungen. ZWR 116: 292- 298 (2007).

35. Hellwig, Klimek Attin:

Einführung in die Zahnerhaltung. München Wien Baltimore: Urban und Schwarzenberg, (1995).

36. Hellwig E, Klimek J, Attin T:

Einführung in die Zahnerhaltung. München Wien Baltimore: Urban und Schwarzenberg, 4. Auflage: 315 (2006).

37. Hübscher W, Barbakov F, Peters OA:

Root- canal preparation with FlexMaster: canal shapes analyses by microcomputed tomography. Int Endod J. Nov; 36.11: 740-7 (2003).

38. Hülsmann M:

Checkliste der Zahnmedizin Endodontie. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York: 133-135 (2008).

39. Hülsmann M:

Die Wurzelkanalpräparation- manuell oder maschinell. Hessisches Zahnärzte Magazin April: 18-27 (2002a).

40. Hülsmann M:

Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten -eine vorläufige Bilanz. In: Hülsmann M (Hrsg.), Wurzelkanal-Aufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten. Ein Handbuch. Quintessenz Verlag Berlin, (2002b).

41. Hülsmann M:

Endodontie. Ed. Heidemann D. 4. Auflage ed. München/ Jena: Urban und Fischer, (2001).

42. Hülsmann, M. Stryga F:

Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. J Endod. 19.3: 141-4 (1993).

43. Hülsmann, M. Schinkel I:

Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. Endod Dent Traumatol. 15.6: 252-58 (1999).

44. Hülsmann M:

Entwicklung Einer Methodik Zur Standardisierten Überprüfung Verschiedener Aufbereitungsparameter Und Vergleichende In-Vitro-Untersuchung Unterschiedlicher Systeme Zur Maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. Habilitationsschrift, Universität Göttingen, (2000).



45. Inan U, Aydin C, Tunca YM:

Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel- titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. Dec; 104.6: 837-40 (2007).

46. International Organization for Standardization:

Zahnärztliche Wurzelkanalinstrumente. EN- ISO 3630-1: 1994 (Deutsche Fassung) ed: 9-12 (1994).

47. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerov K:

Comparison between a novel nickel- titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue of ProFile 25/.04 rotary instruments. J Endod. Nov; 34.11: 1406-9 (2008).

48. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A:

Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. Int Endod J. 42.7: 593-602 (2009).

49. Klimm W:

Endodontologie: Grundlagen und Praxis. Dt. Zahnärzte- Verl., 1. Aufl: 66 (2003).

50. Kockapan C:

Überfüllung in den Mandibularkanal als endodontische Komplikation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 20-28 (1993).

51. Krajczár K, Marada G, Gyulai G, Tóth V:

Comparison of radiographic and electronical working length determination on palatinal and mesiobuccal root canals of extracted upper molars. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 106.2: 90- 93 (2008).

52. Kramkowski TR, Bahcall J:

An In Vitro Comparison of Torsional Stress and Cyclic Fatigue Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. J Endod. 35.3: 404-7 (2009).

53. Kremeier, K:

Maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel- Titan- Systemen. Bayerisches Zahnärzteblatt. April: 54-56 (2003).

54. Kum KY, Spängberg L, Cha BY, Il Young J, Seung- Jong, Chan- Young L:

Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. J Endod. 26: 719- 723 (2000).

55. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J:

Cyclic fatigue analyses of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. J Endod 35.3:401-3 (2009).

56. Lehman J W, Gerstein H:

An evaluation of a new mechanized endodontic device: the Endolift. Oral Surg Oral Med Oral\_Pathol. 53.4: 417-24 (1982).

57. Lim KC, Webber J:

The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. Int Endod J. 18: 240-6 (1985).

58. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS:

Cyclic fatigue of ProTaper instruments. J Endod. Jan; 33.1: 55-7 (2007).

59. Magura M E et al.:

Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. J Endod. 17.7: 324-31 (1991).

60. Mandel E, Adib- Yazidi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M:

Rotary Ni-Ti Profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. Int Endod J. 32: 436-43 (1999).

61. McComb D, Smith D C:

A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod. 1.7: 238-42 (1975).

62. Merte K:

Lichtblicke für die Kanalarbeit- handinstrumentelle oder maschinelle Wurzelkanalaufbereitung Teil 1: Edelstahlinstrumente. Zahnärzteblatt Sachsen 10: 28-31 (2002).

63. Morgan L F, Montgomery S:

An evaluation of the crown-down pressureless technique. J Endod. 10.10: 491-98 (1984).

64. Naidorf I J:

Endodontic flare-ups: bacteriological and immunological mechanisms. J Endod. 11.11: 462-64 (1985).

65. Oitzinger M:

Vergleichende Untersuchungen zur Schneidleistung rotierender Nickel- Titan-Instrumente. Med. Dissertation Münster (2008).

- 
66. Papa J, Cain C , Messer H H:  
Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. Endod Dent Traumatol. 10.2:  
91-93 (1994).
67. Petschelt A:  
Endodontie: Maschinell- manuell? Die Aufbereitung und Spülung des Wurzelkanals.  
Dtsch Zahnärztl Z 44: 407-13 (1989).
68. Poertzel E, Petschelt A:  
Bakterien in der Wurzelkanalwand. Dtsch\_Zahnärztl Z. 41: 772-77 (1985).
69. Powell SE, Simon JH, Maze BB:  
A comparison of the effect of modified and nonmodified tips on apical canal  
configuration. J Endod. 12.7: 193-300 (1986).
70. Produktinformation der Firma Micro- Mega®, Basancon Frankreich. [www.micro-mega.com](http://www.micro-mega.com) (2009).
71. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr:  
Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 23(2) Feb:  
77-85 (1997).
72. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE:  
Cyclic Fatigue of EndoSequence and K3 Rotary Files in a Dynamic Model. J Endod.  
33.12: 1469-72 (2007).
73. Reeh E S, Messer H H, Douglas W H:  
Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J  
Endod. 15.11: 512-16 (1989).

- 
74. Rödiger T, Hülsmann M, Mühge E, Schäfers F.:  
„Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments“. Int Endod J. 35(11): 919-28 (2002)
75. Roane J B, Sabala C L, Duncanson M G Jr.:  
The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endod. 11.5: 203-11 (1985).
76. Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J:  
Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. J Endod. 28: 211-6 (2002).
77. Schäfer E, Fritzenschaft B:  
Vergleichende Untersuchungen zweier permanent rotierender Wurzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel-Titan-Basis. In: 12. Jahrestagung der Dtsch Gesellschaft für Zahnerhaltung, Bremen. Zusammenfassung der Autorenreferate, o. Hrsg., o. Verl., o.O. 136 (1998).
78. Schäfer E, Schulz- Bongert U, Tulus G:  
Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. J Endod. 30: 432-5 (2004).
79. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W:  
Vergleichende Untersuchungen von Wurzelkanalinstrumenten aus herkömmlichem Stahl und Nickel- Titan- Legierungen. Endodontie. 3: 185- 197 (1994).
80. Schäfer E, Tepel J:  
Relationship Between Design Features of Endodontic Instruments and Their Properties. Part 3. Resistance to Bending and Fracture. J Endod. 27.4: 299- 303 (2001).

81. Schäfer E, Zapke K:

Effizienz maschineller Wurzelkanalaufbereitungssysteme im Vergleich zur manuellen Instrumentierung. Quintessenz. 51: 115 (2000).

82. Schäfer E:

Effects of four instrumentation techniques on curved canals: A comparison study. J Endod. 12: 685-89 (1996).

83. Schäfer E:

Wurzelkanalaufbereitungen. Dtsch Zahnärztl Z. 55: 730- 740 (2000).

84. Schilder H:

Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 18.2: 269-96 (1974).

85. Schilder H:

Filling Root Canals in Three Dimension. Dent Clin North Am. 11: 723-744 (1967).

86. Schneider SW:

A comparison of canal preparation in straight an curved canals. Oral Surg Oral Med Oral Path. 32: 271- 276 (1971).

87. Shen Y, Haapsalo, Cheung GS, Peng B:

Defects in nickel- titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. J Endod. 35.1: 129-32 (2009).

88. Short J A, Morgan LA, Baumgartner JC:

A comparison of four instrumentation techniques. J Endod 22: 194 (1996).

- 
89. Sonntag D, Guntermann A, Kim SK, Stachniss V:  
Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni- Ti files performed by students. Int Endod J. 36: 246-55 (2003).
90. Stock C, Walker R, Gulavivala K:  
Endodontie. Verlag Urban&Fischer. 154 (2005).
91. Stoll R, Behr K Stachniss V:  
MFile- ein neu entwickeltes System für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt. 112.3: 103-12 (2003).
92. Strassburg M, Lentrodt J:  
Wurzelspitzenresektion. Ed. Horch H H. 3. Auflage ed. München Wien Balitmore: Urban und Schwarzenberg, 190-91 (1995).
93. Tepel J:  
Experimentelle Untersuchungen Über Die Maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. Habilitationsschrift der Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde ed. Münster. (2000).
94. Tepel, Schäfer:  
Schneidleistung von Hedströmfeilen, S- und U- Feilen aus unterschiedlichen Legierungen bei feilender Arbeitsweise. Endodontie. 5: 219-26 (1996).
95. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran V G:  
A comparison of canal preparation using the K- file and Lightspeed in resin blocks. J Endod 22: 474- 476 (1996).
96. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG:  
Cyclic fatigue of different nickel- titanium endodontic rotary instruments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 102.4:106-14 (2006).



97. Tronstad L, Niemczyk SP:  
Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation.  
Endod Dent Traumatol. 2.6: 270-76 (1986).

98. Tschätsch H, Dietrich J:  
Praxis der Zerspanungstechnik. Verlag Vieweg und Teubner. 9. Auflage (2008).

99. Ullmann CJ, Peters OA:  
Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 31.3: 183-6 (2005).

100. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbasse AM:  
Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. Int Endod J. 42.1: 22-33 (2009).

101. Voß A:  
Endodont und Kieferhöhle. Ed. Hanser Verlag. Dtsch Zahnärztekalendar ed. München. (1992).

102. Walia H M, Brantley W A, Gerstein H:  
An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod. 14.7: 346-51 (1988).

103. Walton R E:  
Current concepts of canal preparation. Dent Clin North Am. 36.2: 309-26 (1992).

104. Weiger R, Brückner M, ElAyouti A, Löst C:  
Preparation of curved root canals with rotary FlexMaster instruments compared to Lightspeed instruments and NiTi hand files. Int Endod J. 36.7: 483-90 (2003).

105. Weine F S, Kelly RF, Bray KE:

Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endod. 2.10: 298-303 (1976).

106. Weine FS, Kelly RF, Lio.PJ:

The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod. 1.8: 255-62 (1975).

107. West JD, Roane JB:

Cleaning and Shaping the Root Canal System. Ed. Burns RC CohenS. St. Louis: Mosby (1998).

108. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S:

Another look at root canal instrumentation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol.74.4:499-507 (1992).

109. Williamson AE, Sandor AJ, Justman BC:

A comparison of three nickel titanium rotary systems. EndoSequence, Pro Taper universal and profile GT for canal-cleaning ability. J Endod. 35.1: 107-9 (2009).

110. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:

Die Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge. Dtsch Zahnärztl Z. 59: 605 (2004).

111. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:

Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. Zahnärztliche Mitteilungen. 95.16: 50- 54 (2005).

112. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:

Wurzelkanalaufbereitung. Dtsch Zahnärztl Z 55.9 (2000a).

- 
113. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:  
Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z.58.199. (2003)
114. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:  
Wurzelkanalfüllpaste und –füllstifte“. Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000b)
115. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ:  
Good clinical practice. Die Wurzelkanalbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 60:8 (2005a).
116. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D:  
Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. J Endod. 32.4: 372-5 (2006).
117. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ:  
Cyclic fatigue of three types of rotary nickel- titanium files in a dynamic model. J Endod. 32.1: 55-7 (2006).
118. Zand V, Bidar M, Ghaziani P, Rahimi S, Shahi S:  
A comaparative SEM investigation of the smear layer following preparation of root canals using nickel titanium rotary and hand instruments. J Oral Sci. 49.1: 47- 52 (2007).
- 119.Zehnder M, Lehnert B, Schönenberger K, Waltimo T:  
Spüllösungen und medikamentöse Einlagen in der Endodontie. Schweizer Monatsschr für Zahnmedizin 113.7: 756-763 (2003).

## 11 Materialverzeichnis

Produkt/Handelsname

Hersteller/Bezugsquelle

1. File-Eze®	Ultradent Products, Inc. USA
2. Kunststoffprüfkörper	VDW GmbH, D- 81709 München
3. Gates-Glidden®-Bohrer	Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, D-32631 Lemgo
4. Natriumhypochlorit Lsg. 3%	Hausapotheke
5. S.E.T. Endostepper	Fa. S.E.T., D- 82140 Olching, D
6. MFile® Prototypen	Gebr. Brasseler GmbH, Komet, D- Lemgo
7. ISO- Wurzelkanalinstrumente	VDW GmbH, D- 81709 München
8. FlexMaster® Instrumente	VDW GmbH, D- 81709 München
9. SPSS 11.5	SPSS Inc. Chicago IN 60611 USA
10. Canon Powershot A650	Canon Deutschland GmbH Krefeld
11. Ringlicht für Kamera	Doctorseyes.com
12. Stativ Walimex WT 3131	Foto Walser, Deutschland

## **12 Danksagung**

Meinem kleinen Sohn Hannes für die Sonne die er in mein Leben gebracht hat.

## **13 Verzeichnis meiner akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren  
Universitäts - Professoren und Dozenten:

Aumüller, Austermann, Baltzer, Berndt, Bittinger, Coca, Dibbets, Feuser, Flores  
de Jacobi, Fruhstorfer, Fuhrmann, Gente, Geuß, Habermehl, Hasilik, Hochban,  
Karlson, Kern, Koolmann, Lammel, Lange, Lauer, Lehmann, Lotzmann, Löffler,  
Mittag, Mutters, Pieper, Radsak, Röhm, Schachtschabel, Schmidt-Moormann,  
Schuhmacher, Schröder, Schulte, Stachniss, Steiniger, Umstadt, Voigt, Wenz,  
Westermann, Wiegandt.